

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5558858号

(P5558858)

(45) 発行日 平成26年7月23日(2014.7.23)

(24) 登録日 平成26年6月13日(2014.6.13)

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

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-30688 (P2010-30688)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成22年2月15日(2010.2.15)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2011-161167 (P2011-161167A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成23年8月25日(2011.8.25)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成25年2月6日(2013.2.6)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	官島 泰夫 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		審査官	官澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送信し、被検体内で反射される超音波エコーを受信する複数の超音波振動子と

、
 2以上の前記超音波振動子からの信号を選択的に切替えることで、超音波ビームの開口移動を行う切替手段と、

前記切替手段からの信号を増幅する増幅手段とを備え、

前記切替手段を切替制御することで、複数の超音波振動子からの信号を時分割で受信する超音波プローブであって、

前記超音波振動子と前記切替手段との間に介在し、前記超音波振動子からの信号をハイインピーダンスで受けて、前記切替手段にローインピーダンスで出力するインピーダンス変換手段を更に備えることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記インピーダンス変換手段が、前記超音波振動子の信号から所定の周波数の信号を除去する低域除去フィルタを更に備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記低域除去フィルタが、前記切替手段により選択された前記超音波振動子からの、前記超音波振動子を駆動させる周波数を含む帯域の信号を通過させ、前記切替手段により選択されていない前記超音波振動子からの、前記超音波振動子を駆動させる周波数を含む帯

10

20

域の信号を除去するように、前記所定の周波数を変更可能に構成したことを特徴とする請求項2に記載の超音波プローブ。

【請求項4】

前記インピーダンス変換手段をソースフォロワで構成したことを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に接続され、被検体に超音波を送受信する超音波プローブに関し、特に複数の超音波振動子を切替えて使用することで、増幅器及び遅延回路を複数の超音波振動子で共有する技術に関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

3次元走査可能な超音波診断装置では2次元(2D)アレイトランスデューサを使用して送受信ビームを二つの軸方向に偏向するか一つの軸方向の偏向と他方の軸方向に開口を移動(以降は「開口移動」と呼ぶ)する必要がある。2Dアレイトランスデューサでは、振動子が2次元配列を必要とすることから振動子の数が飛躍的に増大し、従来の振動子数(200以下)に比べて一桁多い振動子数(1000以上)が必要となる。

【0003】

また、2Dアレイ振動子は心臓などに用いられる扇型の画像を提供するために、一つのビーム中心からビームの方向を偏向する事により画像を形成する方法が知られている。このビームの方向を偏向する方法は、肋骨の間などの狭い隙間から被検体の画像を形成する場合に有効であるが、腹部や体表臓器の画像の場合体表付近の視野を広く得られないと体表付近の病変を検出しにくいという問題がある。

20

【0004】

そのため、ビーム偏向だけでなく開口移動させながら画像を形成させて、長方形・台形・平行四辺形或いは扇子の扇面のような形状の画像を提供する事が望まれる。この開口移動により体表で広い視野を得る為には振動子の数を増やしておく事(ビームの方向を偏向する方法では36~128、開口移動する方法では128~192)が望ましく、従来の一次元アレイプローブにおいて本体チャンネルが64CHであっても128以上の振動子を有するプローブを使用している。

30

【0005】

このように超音波2Dアレイプローブでは、振動子数の増大にあわせてプローブへの接続ケーブルや装置の受信回路数が飛躍的に増大し、実用的な大きさ・重さ・価格での実現が課題となる場合が多い。そのため、電力消費や回路規模を抑えることを目的として1つのチャンネルに対応付けられた増幅回路や遅延回路を、複数の振動子で共有する構成を適用する場合がある。特許文献1には、1つのチャンネルに対応付けられた増幅回路や遅延回路を、複数の振動子で共有する構成を適用した超音波診断装置の例が開示されている。

【0006】

増幅回路や遅延回路を複数の振動子で共有する従来の超音波プローブ及び超音波診断装置の構成について、図4及び図5を参照しながら説明する。図4は一般的な超音波診断装置の受信部分に着目した構成を示した機能ブロック図である。また、図5は、複数の超音波振動子を切替えることで超音波ビームの開口移動する従来の超音波プローブの受信回路部分の構成を説明するための図である。

40

【0007】

超音波プローブ1は、送信回路10と、超音波振動子群11と、増幅回路12と、遅延回路13と、加算回路14とで構成される。

【0008】

送信回路10は、図示しないが、クロック発生器、分周器、送信遅延回路、パルサから構成されている。クロック発生器で発生されたクロックパルスは、分周器で例えば5KH

50

z程度のレートパルスに落とされる。このレートパルスを送信遅延回路を通してパルスに与えて高周波の電圧パルスを発生し、超音波振動子群11を駆動させる(機械的に振動させる)。これにより、送信回路10からの電気信号に従って、超音波振動子群11から被観測体に向けて超音波ビームが照射される。

【0009】

超音波振動子群11は、例えば、 $N \times M$ のアレイ状に配列されて成るもので、被観測体(例えば心臓)に対して超音波を送受信する。超音波振動子群11を構成する各超音波振動子(以降「各振動子」と呼ぶ)から送信された超音波ビームは、被観測体内の構造物の境界等の音響インピーダンスの異なる界面で、当該被観測体内の構造・動き等に対応して反射する。

10

【0010】

増幅回路12は、超音波振動子群11の各振動子で受信される微弱な超音波エコー信号を良好に伝送するために、低雑音増幅またはバッファリング等の処理を行う。増幅回路12の構成について、図5を参照しながら説明する。図5に示すように、増幅回路12は、前置増幅器121と、切替手段122と、可変増幅器123とで構成される。

【0011】

切替手段122は、制御部(図示しない)からの制御により、前置増幅器121に入力される超音波振動子群11を構成する各振動子からの信号を、開口移動にあわせて切替え出力する。複数の超音波振動子を切替えて開口移動する超音波プローブの場合、切替手段122の走査線ごとの切替制御により、各振動子からの信号が遅延回路13及び加算回路14を介し、走査線ごとに素子を選択して超音波診断装置本体受信部2に送信される。これにより、前置増幅器121、可変増幅器123、及び、遅延回路13を複数の振動子で共有することが可能となる(前置増幅器121、可変増幅器123、遅延回路13、加算回路14については後述する)。

20

【0012】

なお、図5は32行64列の振動子を持つ2Dアレイ振動子について考えた場合を示しており、5行目における1列目の振動子をE501と表し、E533は5行目における33列目の振動子を表すものとする。また、切替手段122を構成する各スイッチに対し、振動子E501に切替えるスイッチをS501と表し、振動子E533に対応するスイッチをS533と表すものとする。

30

【0013】

可変増幅器123は、時間的に増幅度の変化するいわゆるTGC(Time Gain Control)機能を持つ。各振動子からの信号のレベルは、各振動子から被検体までの距離により異なり、該距離が遠いほど反射波の到達時間は長くなり、該反射波は減衰するため対応する振動子からの信号のレベルは低くなる。そのため、可変増幅器123は、超音波振動子と被検体との距離に応じて増幅度を変化させることで、時間的にレベルの異なる信号を一定のレベルの信号に増幅して出力することが可能となる。

【0014】

前置増幅器121は、いわゆるLNA(Low Noise Amplifier)であり、代表的なものとして固定ゲインの低雑音増幅器が用いられる。

40

【0015】

前置増幅器121の回路構成について図6を参照しながら更に詳しく説明する。図6は、増幅器及び遅延回路を複数の超音波振動子で共有する従来の超音波プローブの超音波振動子群及び前置増幅器の一部の回路図の一例である。

【0016】

信号源V1及び抵抗Rs1と、信号源V2及び抵抗Rs2とは、超音波振動子群11を構成する各振動子を等価的に示したものである。例えば、図5及び図6を例に説明すると、図5における振動子E501が、図6における信号源V1及び抵抗Rs1に対応し、振動子E533が信号源V2及び抵抗Rs2に対応することになる。

【0017】

50

また、図6におけるスイッチU3及びスイッチU4は、図5における切替手段122を構成する各スイッチ（スイッチS501及びS533）を示しており、例えば、図5におけるスイッチS501が図6におけるスイッチU3に対応し、スイッチS533がスイッチU4に対応する。

【0018】

前置増幅器121は、図6におけるトランジスタ(FET)M1及びM3により構成されている。トランジスタM1のゲート電位は電源 V_{bias} により供給される。トランジスタM1のドレインには電源 V_{dd} が接続され、ソースには電流源I1が接続されるており、ドレイン接地増幅回路（ソースフォロワ）を構成している。トランジスタM1の出力は、トランジスタM3のゲートに接続される。トランジスタM3はソース接地回路を構成してあり、トランジスタM1の出力を増幅する。なお、トランジスタM3のゲートはインピーダンスが高い。そのため、トランジスタM3のゲートにはコンデンサC3が設けられており、このコンデンサC3により、スイッチU3及びU4による漏れ(OFFスイッチの結合容量による漏れ)や、いずれの振動子も選択されていない場合のバイアス維持やノイズ低減を行う。

10

【0019】

なお、図6に示すように、切替手段122を構成する各スイッチ（スイッチU3又はスイッチU4）と、トランジスタM1との間にコンデンサC1及び抵抗R4（又は、コンデンサC2及び抵抗R6）で構成されるハイパスフィルタを設け、高調波のみを通過させる構成としても良い。コンデンサC1（又はC2）は高周波を通りやすくする効果があり、該ハイパスフィルタを通過させる下限の周波数は $1/C1R4$ （又は、 $1/C2R6$ ）に比例する。

20

【0020】

上記のように該ハイパスフィルタを設けることで高調波のみを通過させ、例えば高齢や脂肪層の増加に伴う体組織の不均一性により画像が出にくい場合においても安定した画像を得られる技術として、THI(Tissue Harmonic Imaging)が知られている。

【0021】

ここで図4を参照する。増幅回路12により増幅された信号は、遅延回路13により遅延時間が与えられ、加算回路14により加算されて超音波診断装置本体受信部2に出力される。これにより、当該超音波プローブ1からの出力信号線の数を減少させることができる。つまり、プローブケーブル内の信号線の本数を減少させている。

30

【0022】

超音波診断装置本体受信部2は、受信主遅延回路20と、信号処理部21と、画像処理部22と、表示部23とで構成される。

【0023】

受信主遅延回路20は、例えばデジタルビームフォーマユニット等の遅延加算回路で構成されており、超音波プローブ1からの信号を受け、該信号を整相加算する。このとき、遅延加算回路の入力側に前置増幅器等の増幅回路を設け、該増幅回路により該信号を増幅した後、整相加算を行う構成としても良い。

40

【0024】

受信主遅延回路20により整相加算された信号は、信号処理部21にて検波されてエンベロープが抽出され、更に、この抽出されたエンベロープは、画像処理部22にて被観測体の断面に合わせて座標変換されたり、画像表示に適した階調処理等が施されたりした後、表示部23に表示される。これにより、リアルタイムで被観測体内の形態情報が、表示部23に表示される。

【0025】

上記で説明した超音波プローブの構成を踏まえ、超音波2Dアレイプローブを例に、複数の振動子の切替による開口移動の仕組みについて図5を参照しながら説明する。

【0026】

50

例えば、一つの送信で同時に受信する列数を3列とした場合、1列目から3列目を受信に使用する場合は3列目の振動子は使う必要が無く、2列目から3列目を受信に使用する場合は1列目の振動子は使う必要が無い。つまり図5に示すように、1列目の振動子と3列目の振動子を同時に使用する事は無く、該振動子間で消費電力を多く消費する可変増幅器123や遅延回路13を共有する事が可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0027】

【特許文献1】特開平5-146444号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0028】

上述した切替手段122による切替制御により、複数の振動子間で可変増幅器123や遅延回路13を共有する構成の場合、前置増幅器121は高い入力インピーダンスと良好な雑音特性が要求される。

【0029】

しかしながら、図5に示すように、可変増幅器123及び遅延回路13を複数の振動子で兼用するための切替手段122を前置増幅器121の入力側に設ける構成の場合、超音波2Dアレイプローブの振動子は従来の超音波プローブの振動子よりも電気的なインピーダンスが高いため、切替手段122を構成する各スイッチ(S501及びS533)の浮遊容量による影響(インピーダンスの低下)が受信性能の劣化につながる。

20

【0030】

これは、従来のプローブの振動子は容量が50~60pFに相当するインピーダンスであるのに対し、2Dアレイプローブの振動子の場合、一定の領域に多数の振動子を配置する必要のあることから個々の振動子の面積が狭く容量が5pFと小さいため、インピーダンスが従来の振動子に比べて高くなる。そのため、切替手段122を構成する各スイッチの浮遊容量が振動子の容量に比べて大きくなり、無視できなくなるためである。

【0031】

ここで図7を参照する。図7は、超音波振動子群11を構成する振動子ごとに可変増幅器123を設け、遅延回路を複数の振動子間で共有する従来の超音波プローブの受信部分の構成の一例を示している。

30

【0032】

可変増幅器123の出力インピーダンスは、超音波振動子群11を構成する各振動子の出力インピーダンスに比べて低い。そのため、図7に示すように、可変増幅器123を超音波振動子群11を構成する振動子ごとに設けることで、切替手段122を構成する各スイッチの浮遊容量による受信性能の劣化を低減することが可能である。しかしながら、可変増幅器123が振動子分必要となり、消費電力の低減が不十分となる問題あり、また回路規模も増大する。

【0033】

超音波プローブの中に共通接続回路を実装してケーブル本数の削減などをする方法も考案されているが、超音波プローブに実装する受信回路は消費電力・実装面積の関係から、雑音特性の劣化などの受信品質に対する制約を受けざるを得なかった。超音波診断装置本体の受信回路を複数の振動子に接続する方式も提案されているが、振動子への接続に多数のスイッチが必要であったり、不正確な遅延での加算となる問題があり、接続可能な振動子もまばらになる。各振動子は受動素子であることから、未使用時にも該振動子を構成する回路から信号が雑音として出力されるため、接続可能な振動子がまばらになることで、使用していない振動子を構成する回路からの雑音が増大する問題や感度が低下する問題が発生した。

40

【0034】

本発明は上記問題を解決するものであり、切替手段による切替制御により、複数の振動

50

子間で増幅器及び遅延回路を共有する構成においても、増幅器による消費電力や回路規模の大幅な増加を抑えつつ、切替手段の浮遊容量による受信性能の劣化を抑え、良好な受信品質を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0035】

上記目的を達成するために、この発明の第1の形態は、超音波を送信し、被検体内で反射される超音波エコーを受信する複数の超音波振動子と、2以上の前記超音波振動子からの信号を選択的に切替えることで、超音波ビームの開口移動を行う切替手段と、前記切替手段からの信号を増幅する増幅手段とを備え、前記切替手段を切替制御することで、複数の超音波振動子からの信号を時分割で受信する超音波プローブであって、前記超音波振動子と前記切替手段との間に介在し、前記超音波振動子からの信号をハイインピーダンスで受けて、前記切替手段にローインピーダンスで出力するインピーダンス変換手段を更に備えることを特徴とする超音波プローブである。

10

【発明の効果】

【0036】

本発明に係る超音波プローブでは、切替手段に接続される回路群のインピーダンスがインピーダンス変換手段によりローインピーダンスに変換されるため、ハイインピーダンスの振動子を使用しつつ、切替手段を構成する各スイッチの浮遊容量の影響を抑えることが可能となる。これにより、超音波2Dアレイプローブ等に用いられる面積の小さい(容量が小さくインピーダンスの高い)振動子を用いた場合においても、良好な受信品質を得ることが可能となる。

20

【0037】

また、インピーダンス変換手段は、可変増幅器よりも少ない電力で動作させることが可能であり回路規模も小さい。そのため、超音波振動子群を構成する振動子ごとに可変増幅器を設ける場合よりも、より少ない電力増加で上述した良好な受信品質を実現することが可能となり、回路規模の増加も低く抑えることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】第1の実施形態に係る超音波プローブの受信部分の構成を説明するための図である。

30

【図2】第1の実施形態に係る超音波プローブの超音波振動子群、インピーダンス変換手段、及び、前置増幅器の構成を示す回路図である。

【図3】変形例1に係る超音波プローブの超音波振動子群、インピーダンス変換手段、及び、前置増幅器の構成を示す回路図である。

【図4】超音波プローブ及び超音波診断装置の受信部分の構成を示す機能ブロック図である。

【図5】増幅器及び遅延回路を複数の超音波振動子で共有する従来の超音波プローブの受信部分の構成を説明するための図である。

【図6】増幅器及び遅延回路を複数の超音波振動子で共有する従来の超音波プローブの超音波振動子群及び増幅回路の一部の回路図の一例である。

40

【図7】超音波振動子ごとに増幅器を設け、遅延回路を複数の振動子間で共有する従来の超音波プローブの受信部分の構成を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0039】

(第1の実施形態)

第1の実施形態に係る超音波プローブの構成について図1及び図2を参照しながら説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波プローブの受信部分の構成を説明するための図である。図2は、第1の実施形態に係る超音波プローブの超音波振動子群、インピーダンス変換手段、及び、前置増幅器の構成を示す回路図である。なお、第1の実施形態に係る構成の説明にあたり、従来の超音波プローブと異なる増幅回路12の構成に着目して説

50

明する。超音波振動子群 1 1、遅延回路 1 3、及び、加算回路 1 4 の構成は図 5 に示した従来の超音波プローブと同様の構成となっている。

【 0 0 4 0 】

図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波プローブにおける増幅回路 1 2 は、インピーダンス変換手段 1 2 1 A と、切替手段 1 2 2 と、前置増幅器 1 2 1 B と、可変増幅器 1 2 3 とで構成される。

【 0 0 4 1 】

図 2 では、各振動子を信号源（電源） V と出力インピーダンス相当の抵抗 R_s とに等価的に置き換えて表している。例えば、図 1 及び図 2 を例に説明すると、図 1 における振動子 E 5 0 1 が、図 2 における信号源 V_1 及び抵抗 R_{s1} に対応し、振動子 E 5 3 3 が信号源 V_2 及び抵抗 R_{s2} に対応することになる。

【 0 0 4 2 】

超音波振動子群 1 1 を構成する各振動子（例えば、振動子 E 5 0 1 や E 5 3 3 ）からの信号は、振動子ごとに設けられたインピーダンス変換手段 1 2 1 A に入力される。インピーダンス変換手段 1 2 1 A は、入力インピーダンスが高く、出力インピーダンスの低い素子で構成されている。

【 0 0 4 3 】

インピーダンス変換手段 1 2 1 A について、図 2 を参照しながら具体的に説明する。インピーダンス変換手段 1 2 1 A は、図 2 におけるトランジスタ（FET） M_1 及び M_2 に対応する。トランジスタ M_1 及び M_2 はそれぞれ超音波振動子群 1 1 を構成する各振動子に接続される。なお以降では、図 2 に示すように、トランジスタ M_1 に対応するインピーダンス変換手段 1 2 1 A が、信号源 V_1 及び抵抗 R_{s1} で示された振動子 E 5 0 1 に接続され、トランジスタ M_2 に対応するインピーダンス変換手段 1 2 1 A が、信号源 V_2 及び抵抗 R_{s2} で示された振動子 E 5 3 3 に接続されているものとして説明する。

【 0 0 4 4 】

トランジスタ M_1 及び M_2 のゲート電位は電源 V_{bias} により供給される。トランジスタ M_1 のドレインには電源 V_d が接続され、ソースには電流源 I_1 が接続されており、ドレイン接地増幅回路（ソースフォロワ）を構成している。これにより、入力側のインピーダンスが高く（ハイインピーダンス）、トランジスタ M_1 及び M_2 の出力側に位置する回路のインピーダンスがローインピーダンスに変換される。

【 0 0 4 5 】

なお、図 2 に示すように、例えば信号源 V_1 及び抵抗 R_{s1} で示された振動子 E 5 0 1 とトランジスタ M_1 との間にコンデンサ C_1 及び抵抗 R_4 で構成されるハイパスフィルタを設け、高調波のみを通過させる構成としても良い。このとき、コンデンサ C_1 は高周波を通りやすくする効果があり、該ハイパスフィルタを通過させる周波数は $1 / C_1 R_4$ に比例する。図 2 の例では、コンデンサ C_1 、抵抗 R_4 、及び、電源 V_{bias} による構成により、ハイパスフィルタの機能とトランジスタ M_1 のゲート電位のバイアスを兼ねている。同様に、トランジスタ M_2 には、コンデンサ C_2 及び抵抗 R_6 で構成されるハイパスフィルタが対応することになる。

【 0 0 4 6 】

切替手段 1 2 2 は、インピーダンス変換手段 1 2 1 A の出力側に設けられており、インピーダンス変換手段 1 2 1 A（トランジスタ M_1 及び M_2 ）から出力された信号は、切替手段 1 2 2 に入力される。

【 0 0 4 7 】

切替手段 1 2 2 は、制御部（図示しない）からの制御により、インピーダンス変換手段 1 2 1 A を介し出力される超音波振動子群 1 1 を構成する各振動子からの信号を、開口移動にあわせて切替え、前置増幅器 1 2 1 B に出力する。

【 0 0 4 8 】

このとき、切替手段 1 2 2 の切替え制御により、各振動子からの信号が遅延回路 1 3 及び加算回路 1 4 を介し、時分割で超音波診断装置本体受信部 2 に送信される。これにより

10

20

30

40

50

、前置増幅器 1 2 1 B、可変増幅器 1 2 3、及び、遅延回路 1 3 を複数の振動子で共有することが可能となる（前置増幅器 1 2 1 B 及び可変増幅器 1 2 3 については後述する）。

【 0 0 4 9 】

なお、図 2 におけるスイッチ U 3 及びスイッチ U 4 は、図 1 における切替手段 1 2 2 を構成する各スイッチ（スイッチ S 5 0 1 及び S 5 3 3）を示している。以降の説明では、トランジスタ M 1 に接続されるスイッチ U 3 が、図 1 におけるスイッチ S 5 0 1 に対応し、トランジスタ M 2 に接続されるスイッチ U 4 が、図 1 におけるスイッチ S 5 3 3 に対応するものとして説明する。

【 0 0 5 0 】

前置増幅器 1 2 1 B は、切替手段 1 2 2 の入力を受け信号を増幅し出力する回路であり、代表的なものとして L N A として知られる固定ゲインの低雑音増幅器が用いられる。

10

【 0 0 5 1 】

前置増幅器 1 2 1 B について、図 2 を参照しながら具体的に説明する。前置増幅器 1 2 1 B は、図 2 におけるトランジスタ M 3 に対応する。トランジスタ M 3 のゲートには、切替手段 1 2 2 を構成するスイッチ U 3 及び U 4 の切替制御により、トランジスタ M 1 又は M 2 から出力された信号が入力される。トランジスタ M 3 はソース接地回路を構成しており、入力された信号を増幅する。なお、トランジスタ M 3 のゲートはインピーダンスが高い。そのため、トランジスタ M 3 のゲートにはコンデンサ C 3 が設けられており、このコンデンサ C 3 が、スイッチ U 3 及び U 4 による漏れ（O F F スwitch の結合容量による漏れ）や、いずれの振動子も選択されていない場合のバイアス維持やノイズ低減を行う。

20

【 0 0 5 2 】

前置増幅器 1 2 1 B で増幅された信号は、可変増幅器 1 2 3 に入力される。可変増幅器 1 2 3 は、時間的に増幅度の変化するいわゆる T G C (T i m e G a i n C o n t r o l) として制御部（図示しない）に制御される。可変増幅器 1 2 3 については、図 5 に示した従来の構成と同様のため具体的な説明は省略する。可変増幅器 1 2 3 から出力された信号は、遅延回路 1 3 により遅延時間を与えられ、加算回路 1 4 により加算されて超音波診断装置本体受信部 2 に出力される。

【 0 0 5 3 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波プローブによれば、インピーダンス変換手段 1 2 1 A により、入力側のインピーダンスが高く（ハイインピーダンス）、インピーダンス変換手段 1 2 1 A の出力側のインピーダンスがローインピーダンスに変換される。これにより、超音波振動子群を構成する各振動子として、超音波 2 D アレイプローブ等に用いられる面積の小さい（容量が小さくインピーダンスの高い）振動子を使用しつつ、切替手段 1 2 2 を構成するスイッチ（例えば S 5 0 1 や S 5 3 3）による浮遊容量の影響を緩和し、良好な受信品質を得ることが可能となる。

30

【 0 0 5 4 】

また、インピーダンス変換手段 1 2 1 A を構成するトランジスタ M 1 及び M 2 は、図 6 に示した従来の超音波プローブの前置増幅器 1 2 1 を構成するトランジスタ M 1 と同様の構成である。そのため、従来の超音波プローブに対し、トランジスタ M 2 に相当する電力及び回路の増加に止めつつ、前述した受信品質の向上を実現することが可能である。

40

【 0 0 5 5 】

インピーダンス変換手段 1 2 1 A を構成するトランジスタ M 1 及び M 2 は、可変増幅器 1 2 3 よりも少ない電力で動作させることが可能であり回路規模も小さい。そのため、図 7 に示すように、超音波振動子群 1 1 を構成する振動子ごとに可変増幅器 1 2 3 を設ける構成よりも、少ない電力増加で上述した受信品質向上の効果を得ることが可能となり、回路規模の増加も低く抑えることが可能となる。

【 0 0 5 6 】

なお、前置増幅器 1 2 1 B として、図 5 及び図 6 に示した従来の超音波プローブにおける前置増幅器 1 2 1（トランジスタ M 1 及び M 3 で構成された）を用いても良い。また、上述したインピーダンス変換手段 1 2 1 A、切替手段 1 2 2、可変増幅器 1 2 3、遅延回

50

路 13、及び、加算回路 14 は、超音波プローブ内の限られた空間に実装されることから、これらの回路の動作する制御回路も含め、集積回路として実装することが望ましい。

【0057】

また上記では、インピーダンス変換手段 121A 及び前置増幅器 121B を構成するトランジスタ M1、M2、及び、M3 として MOSFET を利用した実施例について説明したが、同様の効果を得られる素子であればその構成は限定されず、例えばバイポーラトランジスタを用いても良い。

【0058】

また、インピーダンス変換手段 121A としてソースフォロワを利用した実施例について説明したが、入力インピーダンスが高く、出力インピーダンスが低い回路構成であればその構成は限定されない。

10

【0059】

(変形例 1)

変形例 1 に係る超音波プローブの構成について図 3 を参照しながら説明する。図 3 は、変形例 1 に係る超音波プローブの超音波振動子群及び前置増幅器の一部の回路図である。

【0060】

変形例 1 におけるインピーダンス変換手段 121A は、図 2 で示した第 1 の実施形態に係るインピーダンス変換手段 121A のハイパスフィルタを構成する抵抗 R4 に相当する部分が、図 3 における抵抗 R4a、抵抗 R5、及び、スイッチ U5 により構成されている点で異なる（同様に図 2 における抵抗 R6 に相当する部分が、図 3 における抵抗 R6a、抵抗 R7、及び、スイッチ U6 により構成される）。本説明では、第 1 の実施形態と異なるインピーダンス変換手段 121A のハイパスフィルタの構成と動作に着目して説明する。

20

【0061】

変形例 1 に係るインピーダンス変換手段 121A では、トランジスタ M1 の入力側に設けられたハイパスフィルタが、コンデンサ C1 と、抵抗 R4a 及び R5 とで構成されている。コンデンサ C1 は図 2 に示した第 1 の実施形態におけるコンデンサ C1 と同様である。

【0062】

変形例 1 に係るインピーダンス変換手段 121A では、図 2 に示した第 1 の実施形態における抵抗 R4 を、抵抗 R4a 及び R5 に分割して構成しており（つまり、抵抗値は $R4 = R4a + R5$ の関係となる）、抵抗 R5 をバイパスする位置にスイッチ U5 が設けられている。これにより、スイッチ U5 を切替えることで、コンデンサ C1 と、抵抗 R4a 及び R5 とで構成されるハイパスフィルタのカットオフ周波数を変更することが可能となる。

30

【0063】

具体的には、スイッチ U5 が ON の場合には抵抗 R5 が短絡され、ハイパスフィルタのカットオフ周波数が $1 / (2 \times R4a \times C1)$ となり、スイッチ U5 が OFF の場合のカットオフ周波数 $1 / \{ 2 \times (R4a + R5) \times C1 \}$ より高くなる。

【0064】

スイッチ U5 の切替は、スイッチ U3 の切替と連動して動作する。スイッチ U3 が ON の場合（対応する振動子 E501 を使用される場合）は、スイッチ U5 は OFF に切替えられカットオフ周波数が低く設定される。このときのカットオフ周波数 $1 / \{ 2 \times (R4a + R5) \times C1 \}$ が、被検体からの反射波に伴う振動子 E501 からの信号の帯域が通過可能な周波数となるようにコンデンサ C1 の容量と抵抗 R4a + R5 の抵抗値を調整しておく。

40

【0065】

また、スイッチ U3 が OFF の場合（対応する振動子 E501 が使用されず、スイッチ U4 に対応するたの振動子 E533 が使用される場合）は、スイッチ U5 は ON に切替えられカットオフ周波数が高く設定される。このときのカットオフ周波数 $1 / (2 \times R4$

50

a × C 1) が、被検体からの反射波に伴う振動子 E 5 0 1 からの信号の帯域も含め遮断する周波数となるようにコンデンサ C 1 の容量と抵抗 R 4 a の抵抗値を調整しておく。

【 0 0 6 6 】

なお、スイッチ U 5 の切替は、厳密には、対応する振動子 E 5 0 1 が選択された際に、対応する振動子 E 5 0 1 が被検体に向けて超音波を送信し反射波の受信を開始するまでに、スイッチ U 5 の ON から OFF への切替が完了し（これにより反射波が通過し）、反射波の受信完了後に OFF から ON に切替る（これにより信号を遮断する）ように制御すると良い。

【 0 0 6 7 】

このように、対応する振動子（例えば振動子 E 5 0 1 ）が使用されていない場合に、スイッチ U 5 を ON にし抵抗 R 5 を短絡することで、ハイパスフィルタのカットオフ周波数を振動子 E 5 0 1 からの信号の帯域より高くすることで、トランジスタ M 1 のゲートに供給される信号（具体的には使用されていない振動子からの信号であり、つまり、雑音である）の振幅を低減することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

なお上記は、信号源 V 1 及び抵抗 R s 1 で示された振動子 E 5 0 1 に接続される回路を例に説明したが、信号源 V 2 及び抵抗 R s 2 で示された振動子 E 5 3 3 に接続される回路についても同様であり、コンデンサ C 2 、抵抗 R 6 a 、抵抗 R 7 、及び、スイッチ U 6 が対応する。

【 0 0 6 9 】

以上、変形例 1 に係る超音波プローブによれば、スイッチ U 3 （又は U 4 ）の切替に連動してスイッチ U 5 （又は U 6 ）を切替えることで、インピーダンス変換手段 1 2 1 A を構成するハイパスフィルタのカットオフ周波数を変更可能に構成されている。これにより、対応する振動子 E 5 0 1 （又は E 5 3 3 ）が使用されていない場合に、該ハイパスフィルタのカットオフ周波数を高く制御することが可能となり、使用されていない振動子 E 5 0 1 に対応する回路からの信号の漏れ（雑音）をさらに低減することが可能となる。

【 0 0 7 0 】

ここで、例えば、未使用の振動子に対応する回路からの漏れに対し - 5 0 d B の信号を抑圧する必要がある場合を考える。このとき第 1 の実施形態に係る超音波プローブでは、切替手段 1 2 2 を構成するスイッチ U 3 （又は U 4 ）により抑圧する必要があり、漏れの少ないスイッチが必要となる場合があった。

【 0 0 7 1 】

これに対し変形例 1 に係る超音波プローブでは、インピーダンス変換手段 1 2 1 A のハイパスフィルタにより - 2 0 d B の信号を抑圧可能に構成した場合、スイッチ U 3 （又は U 4 ）による信号の抑圧比を - 3 0 d B に抑えることが可能となる。よって、前述した第 1 の実施形態に係る超音波プローブのように、漏れの少ないスイッチを使用する必要がなくなり、開口移動に伴う超音波振動子の切替をより安価に実現することが可能となる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

- 1 超音波プローブ
- 1 0 送信回路 1 1 超音波振動子群
- 1 2 増幅回路
- 1 2 1、1 2 1 B 前置増幅器 1 2 1 A インピーダンス変換手段
- 1 2 2 切替手段 1 2 3 可変増幅器
- 1 3 遅延回路 1 4 加算回路
- 2 超音波診断装置本体受信部
- 2 0 受信主遅延回路 2 1 信号処理部
- 2 2 画像処理部 2 3 表示部

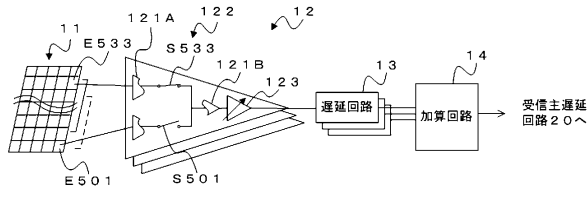
10

20

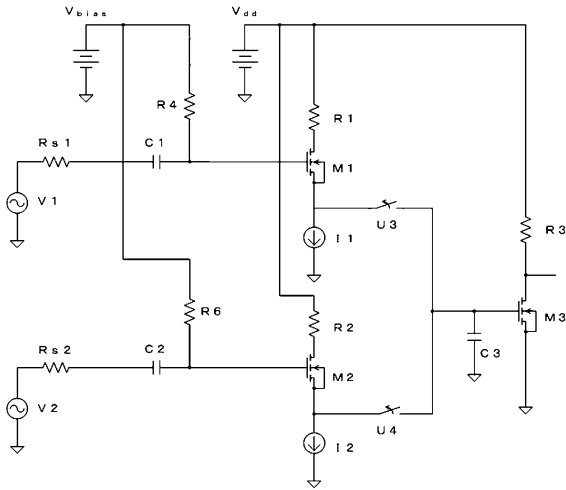
30

40

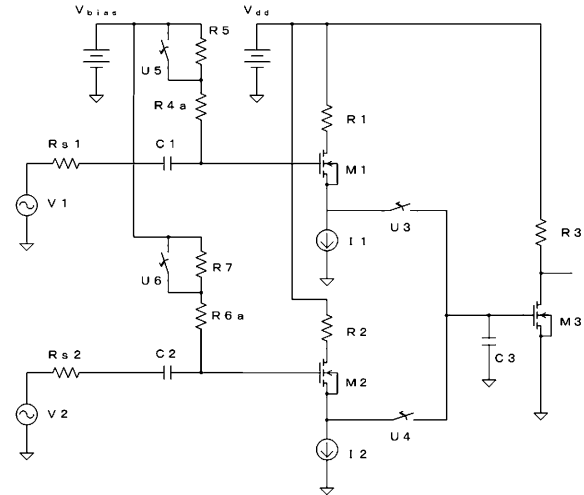
【図1】



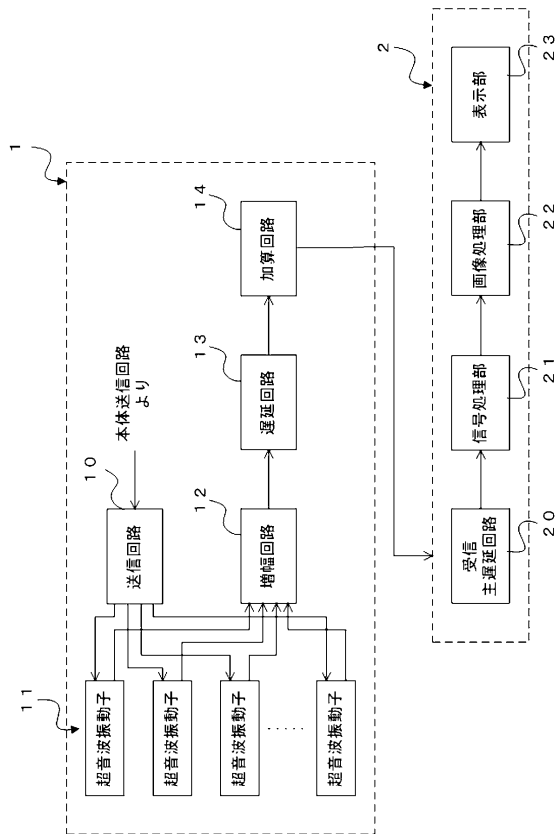
【図2】



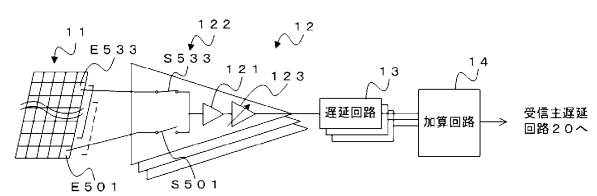
【図3】



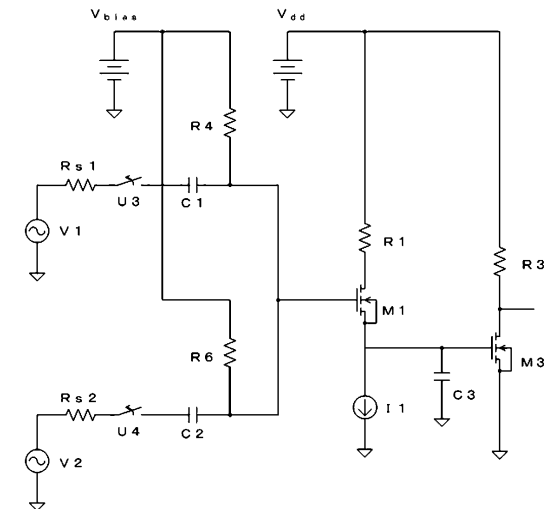
【図4】



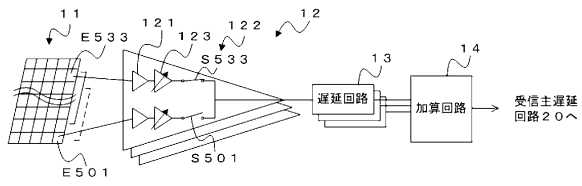
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 146444 (JP, A)
特開平06 - 296610 (JP, A)
特開平09 - 075342 (JP, A)
特開昭63 - 084531 (JP, A)
特開2004 - 274721 (JP, A)
特開2005 - 081140 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP5558858B2	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	JP2010030688	申请日	2010-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	宮島泰夫		
发明人	宮島 泰夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/JB02		
审查员(译)	宮澤浩		
其他公开文献	JP2011161167A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在共用放大器和多个振荡器之间的延迟电路的配置中抑制由于开关装置的杂散电容引起的接收性能的劣化来获得令人满意的接收质量。解决方案：超声波探头包括：多个超声波振荡器，其发射超声波并接收在对象内反射的超声回波；开关装置，通过选择性地切换来自超声波振荡器的信号来移动超声波束的开口；放大器装置放大来自开关装置的信号。超声探头开关控制开关装置与超声波束的打开运动联动，以通过时分接收来自两个或多个超声波振荡器的信号。超声波探头包括阻抗转换装置，该阻抗转换装置置于超声波振荡器和开关装置之间，以高阻抗接收来自超声波振荡器的信号，并以低阻抗将其输出到开关装置。

【图3】

