

(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2007-209700
(P2007-209700A)

(43) 公開日 平成19年8月23日(2007.8.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F I
A61B 8/12

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2006-35605 (P2006-35605)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成18年2月13日 (2006.2.13)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536
			弁理士 小林 英了
		(72) 発明者	佐藤 智夫
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士写真フイルム株式会社内
		F ターム (参考)	4C601 BB02 BB06 EE03 EE13 FE01 FE07 GA01 GB04 GB21 GB22 GD12 HH01 JB11

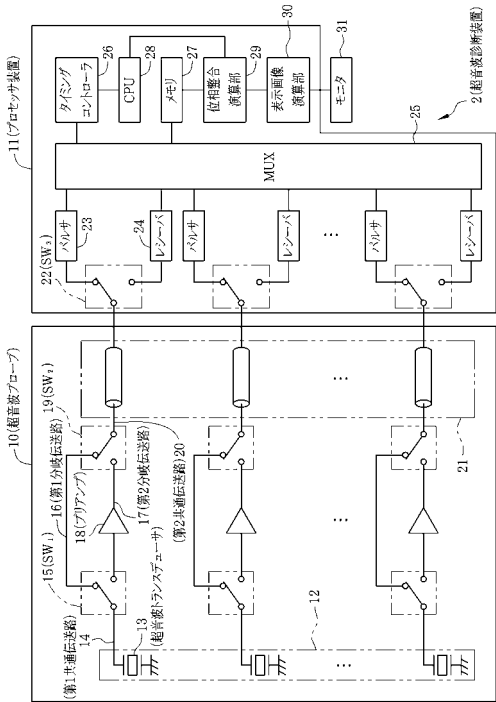
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 エコー信号の検出精度を低下させることなく、細径化を実現することができる超音波プローブを提供する。

【解決手段】 超音波プローブ10は、パルサ23から出力される励振パルスおよび被観察部位からのエコー信号を伝送する第1共通伝送路14と、第1共通伝送路14からそれぞれ分岐され、励振パルスを伝送する第1分岐伝送路16およびエコー信号を伝送する第2分岐伝送路17と、第1共通伝送路14と第1、第2分岐伝送路16、17の分岐点に接続され、第1、第2分岐伝送路16、17を切り替える第1スイッチ(SW₁)15と、第2分岐伝送路17に介挿され、エコー信号を増幅するプリアンプ18とを備える。第1、第2分岐伝送路16、17は、第2スイッチ(SW₂)19に接続され、第2共通伝送路20に合流する。SW₂19は、SW₁15に連動して第1、第2分岐伝送路16、17を切り替える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信する複数の超音波トランスデューサが配され、前記超音波を発生させるための励振パルスを出力する送信回路、および前記エコー信号を受信する受信回路を備えたプロセッサ装置に接続される超音波プローブにおいて、

前記超音波トランスデューサに接続され、前記励振パルスおよび／または前記エコー信号を伝送する第 1 共通伝送路と、

前記第 1 共通伝送路から、前記励振パルスを伝送する第 1 分岐伝送路および前記エコー信号を伝送する第 2 分岐伝送路と、

前記第 1 共通伝送路と前記第 1、第 2 分岐伝送路の間に接続され、前記第 1、第 2 分岐伝送路を切り替える第 1 切り替え手段と、

前記第 2 分岐伝送路に介挿され、前記エコー信号を増幅する増幅手段とを、前記超音波トランスデューサの近傍に設けたことを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記増幅手段と前記送信回路および前記受信回路の間に設けられ、前記励振パルスおよび／または前記エコー信号を伝送する第 2 共通伝送路と、

前記第 2 共通伝送路と前記第 1、第 2 分岐伝送路に接続され、前記第 1 切り替え手段に連動し、前記第 1、第 2 分岐伝送路を切り替える第 2 切り替え手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 3】

前記第 1 共通伝送路に介挿され、前記複数の超音波トランスデューサの中から駆動させる超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサを備えた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 4】

前記増幅手段は、プリアンプであることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 1、第 2 切り替え手段は、電子スイッチであることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号を受信する複数の超音波トランスデューサが先端に配された超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから被検体の被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号をプロセッサ装置で電氣的に処理することによって得られる。

40

【0003】

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で、超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブや、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式の超音波プローブも知られている。

【0004】

超音波トランスデューサで検出されるエコー信号は、 $10\mu\text{V}$ ～数 100mV 程度の微弱な信号である。このため、従来は、エコー信号の伝送路にプリアンプを設け、このプリ

50

アンプでエコー信号を増幅していた。

【0005】

図3に示すように、従来の超音波診断装置100には、超音波プローブ101側ではなく、プロセッサ装置102側にプリアンプ103を設けたものがある（特許文献1～3参照）。超音波プローブ101には、複数の超音波トランスデューサ104が配列された超音波トランスデューサアレイ105と、ケーブル106とが設けられている。プロセッサ装置102には、ケーブル106を介して超音波トランスデューサアレイ105に接続するマルチプレクサ（MUX）107が設けられている。MUX107には、送受信切替回路108が接続されており、送受信切替回路108には、前述のプリアンプ103と、超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルサ109とが接続されている。

10

【0006】

ここで、超音波プローブのケーブルの長さは、一般的な体外式で1～2m、撮像装置を内蔵した超音波内視鏡では3～5m程になる。また、ケーブルの太さは、一般的な体外式で7～10mmφ程度（使用する同軸ケーブル1本の太さ～0.5mmφ）であり、超音波内視鏡に至っては、体腔内に挿入するときに患者の負担を減らすために細径化が図られており、通常2mmφ×2（使用する同軸ケーブル1本の太さ～0.2mmφ）であり、場合によっては、100μmφといった極細同軸ケーブルが用いられている。このため、超音波診断装置100のように、プロセッサ装置102側にプリアンプ103を設けると、エコー信号がケーブル106でプリアンプ103に伝送されるまでに、ケーブル106への不要な外来ノイズの混入や、ケーブル106自体の線抵抗による減衰が発生し、エコー信号の検出精度が著しく低下するという問題があった。

20

【0007】

上記のような問題を解決するために、図4に示す超音波診断装置200のように、超音波プローブ201の複数の超音波トランスデューサを超音波の照射用203a、エコー信号の受信用203bに分け、受信用の超音波トランスデューサ203bの直下にプリアンプ204を設け、ケーブル205を接続したものが提案されている（特許文献4～6参照）。

【特許文献1】特開2001-161687号公報

【特許文献2】特開2002-34982号公報

【特許文献3】特開2003-299648号公報

【特許文献4】特開平1-238836号公報

【特許文献5】特開平6-296610号公報

【特許文献6】特開2000-126175号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波トランスデューサは、超音波の照射およびエコー信号の受信を両方行うことが可能な双方向デバイスであるが、図4に示す超音波診断装置200のように、超音波の照射用、エコー信号の受信用にそれぞれ別の超音波トランスデューサ203a、203bを用意した場合、超音波の照射時、エコー信号の受信時には、一方の超音波トランスデューサが全く使用されないの、超音波トランスデューサの特性を無駄にしている。そのうえ、ケーブル203の本数が多く、ケーブル203が太くなるため、特に細径化が要求されている体腔内挿入用超音波プローブや超音波内視鏡の用途には不適であった。

40

【0009】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、エコー信号の検出精度を低下させることなく、細径化を実現することができる超音波プローブを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信する複数の超音波トランスデューサが配され、前記超音

50

波を発生させるための励振パルスを出力する送信回路、および前記エコー信号を受信する受信回路を備えたプロセッサ装置に接続される超音波プローブにおいて、前記超音波トランスデューサに接続され、前記励振パルスおよび／または前記エコー信号を伝送する第1共通伝送路と、前記第1共通伝送路から、前記励振パルスを伝送する第1分岐伝送路および前記エコー信号を伝送する第2分岐伝送路と、前記第1共通伝送路と前記第1、第2分岐伝送路の間に接続され、前記第1、第2分岐伝送路を切り替える第1切り替え手段と、前記第2分岐伝送路に介挿され、前記エコー信号を増幅する増幅手段とを、前記超音波トランスデューサの近傍に設けたことを特徴とする。

【0011】

前記増幅手段と前記送信回路および前記受信回路の間に設けられ、前記励振パルスおよび／または前記エコー信号を伝送する第2共通伝送路と、前記第2共通伝送路と前記第1、第2分岐伝送路に接続され、前記第1切り替え手段に連動し、前記第1、第2分岐伝送路を切り替える第2切り替え手段とを備えることが好ましい。

【0012】

前記第1共通伝送路に介挿され、前記複数の超音波トランスデューサの中から駆動させる超音波トランスデューサを選択的に切り替えるマルチプレクサを備えることが好ましい。

【0013】

前記増幅手段は、プリアンプであることが好ましい。また、前記第1、第2切り替え手段は、電子スイッチであることが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明の超音波プローブによれば、超音波トランスデューサに接続され、励振パルスおよび／またはエコー信号を伝送する第1共通伝送路と、第1共通伝送路から、励振パルスを伝送する第1分岐伝送路およびエコー信号を伝送する第2分岐伝送路と、第1共通伝送路と第1、第2分岐伝送路の間に接続され、第1、第2分岐伝送路を切り替える第1切り替え手段と、第2分岐伝送路に介挿され、エコー信号を増幅する増幅手段とを、超音波トランスデューサの近傍に設けたので、エコー信号の検出精度を低下させることなく、細径化を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

図1において、超音波診断装置2は、超音波プローブ10と、プロセッサ装置11とからなる。超音波プローブ10は、電子内視鏡の鉗子口に挿入される細径プローブ、あるいは電子内視鏡と一体化されたいわゆる超音波内視鏡であり、被検体の体腔内に挿入して使用される。

【0016】

超音波プローブ10の先端には、超音波トランスデューサアレイ12が配設されている。超音波トランスデューサアレイ12には、例えば、凸状に形成された支持体上に、1次元、または1、5、2次元アレイ状に複数（例えば96～256個）の超音波トランスデューサ13が配列されたコンベックス電子走査方式、あるいは、円筒状の支持体の周面に、複数（例えば256～360個）の超音波トランスデューサ13が配列されたラジアル電子走査方式が採用されている。

【0017】

超音波トランスデューサ13には、第1共通伝送路14が接続されている。第1共通伝送路14は、後述するパルサ23から出力される励振パルス、および超音波トランスデューサ13で受信される被検体の被観察部位からのエコー信号を伝送する。

【0018】

第1共通伝送路14の後段には、第1スイッチ（以下、 SW_1 と表記する。）15の一端が接続されている。 SW_1 15の二股に分岐した他端には、第1、第2分岐伝送路16、17がそれぞれ接続されている。 SW_1 15は、第1、第2分岐伝送路16、17のう

10

20

30

40

50

ち、第1共通伝送路14に接続する分岐伝送路を選択的に切り替える。

【0019】

第1、第2分岐伝送路16、17は、それぞれ励振パルスとエコー信号を伝送する。第2分岐伝送路17には、エコー信号を増幅するプリアンプ18が介挿されている。プリアンプ18は、例えば、エミッタフォロア回路を構成するトランジスタからなる。

【0020】

第1、第2分岐伝送路16、17は、プリアンプ18の後段で第2スイッチ（以下、 SW_2 と表記する。）19の2つの分岐端にそれぞれ接続している。 SW_2 19の他端には、励振パルスおよびエコー信号を伝送する第2共通伝送路20が接続されている。 SW_2 19は、 SW_1 15に連動して、第1、第2分岐伝送路16、17のうち、第2共通伝送路20に接続する分岐伝送路を選択的に切り替える。 10

【0021】

第2共通伝送路20は、その途中からシールド線となり、複数本が束ねられてケーブル21となっている。ケーブル21の後端には、コネクタ部（図示せず）が設けられており、このコネクタ部をプロセッサ装置11のコネクタ部（図示せず）に差し込むことにより、超音波プローブ10とプロセッサ装置11とが電氣的に接続される。

【0022】

ケーブル21およびコネクタ部を経由した第2共通伝送路20は、プロセッサ装置11の第3スイッチ（以下、 SW_3 と表記する。）22の一端に接続されている。 SW_3 22の2つの分岐端には、超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルサ23と、エコー信号を受信するレシーバ24とがそれぞれ接続されている。 SW_3 22は、 SW_1 15、 SW_2 19に連動して、パルサ23、レシーバ24が繋がれた分岐伝送路のうち、第2共通伝送路20に接続する分岐伝送路を選択的に切り替える。 20

【0023】

$SW_1 \sim SW_3$ 15、19、22は、切り替え制御信号を外部から入力する必要のない、決まった方向に電力を伝送するサーキュレータなどの電子スイッチからなる。超音波トランスデューサ13から被観察部位に超音波を照射する際には、図示のように $SW_1 \sim SW_3$ 15、19、22が第1分岐伝送路16、パルサ23に見かけ上繋がり、被観察部位からのエコー信号を受信する際には、 $SW_1 \sim SW_3$ 15、19、22が第2分岐伝送路17、レシーバ24に見かけ上繋がる。なお、 $SW_1 \sim SW_3$ 15、19、22は、実際には第1、第2分岐伝送路16、17、パルサ23およびレシーバ24に繋がる伝送路の両方と接続しており、パルサ23を起点として、第2共通伝送路20から第1分岐伝送路16、第1共通伝送路14を通して超音波トランスデューサ13に至る励振パルスを伝送する方向と、超音波トランスデューサ13を起点として、第1共通伝送路14から第2分岐伝送路17、第2共通伝送路20を通してレシーバ24に至るエコー信号を伝送する方向の2つの決まった方向にのみ電力を伝送する。 30

【0024】

パルサ23およびレシーバ24の後段には、マルチプレクサ（以下、 MUX と表記する。）25が接続されている。 MUX 25は、複数の超音波トランスデューサ13の中から駆動させる超音波トランスデューサ13を選択的に切り替える。具体的には、例えば、256個の超音波トランスデューサ13を有するラジアル電子走査方式が採用されていた場合、256個の超音波トランスデューサ13のうち、隣り合う48個の超音波トランスデューサ13を1つのブロックとして同時に駆動させるように、パルサ23に接続された伝送路を選択し、励振パルスおよびエコー信号の1回の送受信毎に、駆動させる超音波トランスデューサ13を1～数个ずつずらす。 40

【0025】

MUX 25には、タイミングコントローラ26およびメモリ27が接続されている。タイミングコントローラ26は、 CPU 28の制御の下に、励振パルスを発生させるための励振信号をパルサ23に出力する。パルサ23は、この励振信号に基づいて、超音波トランスデューサ13に励振パルスを発する。メモリ27は、レシーバ24で受信されたエコ 50

ー信号を一旦格納する。なお、タイミングコントローラ 26 およびメモリ 27 は 1 個ずつしか図示されていないが、実際には、M U X 25 で選択されるブロックのチャンネル数の分だけ設けられている。

【0026】

メモリ 27 には、位相整合演算部 29 が接続されている。位相整合演算部 29 は、C P U 28 の制御の下に、メモリ 27 からの各エコー信号に対して、時間差に応じた遅延を与えた後、各エコー信号を加算する。

【0027】

位相整合演算部 29 から出力された加算されたエコー信号は、表示画像演算部 30 に入力される。表示画像演算部 30 は、位相整合演算部 29 からの信号に各種画像処理を施した後、テレビ信号の走査方式 (N T S C 方式) に変換する。モニタ 31 は、表示画像演算部 30 により N T S C 方式に変換された信号をアナログ信号に変換し、これを超音波画像として表示する。

【0028】

被観察部位の超音波画像を取得する際には、まず、超音波プローブ 10 を電子内視鏡の鉗子口から被検体の体腔内に挿入し (超音波プローブ 10 が超音波内視鏡であった場合は超音波プローブ 10 自体を挿入し)、電子内視鏡 (超音波プローブ 10 が超音波内視鏡であった場合は先端に配された撮像装置) で体腔内を観察しながら、被観察部位を探索する。

【0029】

そして、被観察部位に超音波プローブ 10 の先端が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、C P U 28 の制御の下に、M U X 25 により駆動すべき超音波トランスデューサ 13 に係るパルサ 23 の伝送路が選択され、タイミングコントローラ 26 からの励振信号によりパルサ 23 から励振パルスが発せられる。

【0030】

パルサ 23 からの励振パルスは、第 2 共通伝送路 20、第 1 分岐伝送路 16、第 1 共通伝送路 14 を通って、超音波トランスデューサ 13 に伝送される。超音波トランスデューサ 13 は、この励振パルスにより励振され、これにより、超音波トランスデューサ 13 から被観察部位に向けて超音波が照射される。

【0031】

超音波の照射後、被観察部位からのエコー信号が超音波トランスデューサ 13 で受信される。エコー信号は、第 1 共通伝送路 14、第 2 分岐伝送路 17、第 2 共通伝送路 20 を通って、途中の第 2 分岐伝送路 17 でプリアンプ 18 により増幅され、レシーバ 24 に受信される。励振パルスおよびエコー信号の 1 回の送受信が終了すると、M U X 25 により駆動させる超音波トランスデューサ 13 が切り替えられて上記同様の処理が施され、被観察部位に超音波が走査される。

【0032】

レシーバ 24 で受信されたエコー信号は、M U X 25 を介してメモリ 27 に入力され、メモリ 27 に一旦格納される。メモリ 27 に格納されたエコー信号は、C P U 28 の制御の下に、位相整合演算部 29 で時間差に応じた遅延がかけられて加算される。位相整合演算部 29 で加算されたエコー信号は、表示画像演算部 30 により N T S C 方式に変換され、アナログ信号に変換されてモニタ 31 に超音波画像として表示される。

【0033】

以上説明したように、超音波プローブ 10 は、超音波トランスデューサ 13 の近傍にプリアンプ 18 を配し、励振パルスおよびエコー信号を伝送する第 1、第 2 分岐伝送路 16、17 を S W₁、S W₂ 15、19 で切り替えるようにしたので、エコー信号の伝送損失を防ぐことができ、エコー信号の検出精度を高めることができる。また、超音波トランスデューサ 13 を超音波の照射およびエコー信号の受信に共用し、第 1、第 2 分岐伝送路 16、17 を S W₂ 19 で第 2 共通伝送路 20 に合流させたので、ケーブル 21 の線数が削減され、ケーブル 21 の太さを細くすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

ここで、図 2 に示す超音波診断装置 4 0 の超音波プローブ 4 1 のように、M U X 4 3 を第 1 共通伝送路 1 4 に介挿してもよい。この場合、第 1、第 2 分岐伝送路 1 6、1 7 は、超音波プローブ 1 0 のように S W₂ 1 9 で第 2 共通伝送路 2 0 に合流されず、そのまま直にパルサ 2 3 およびレシーバ 2 4 に接続される。このように、M U X 4 0 を第 1 共通伝送路 1 4 に介挿することで線数を削減しておき、励振パルスおよびエコー信号の伝送を別々のケーブルで行うようにすれば、S W₂ 1 9、S W₃ 2 2 を設ける必要がなく、部品コストを削減することができる。なお、第 1、第 2 分岐伝送路 1 6、1 7 のシールド線を纏めて 1 本にしてもよい。また、2 段目以降のパルサ 2 3、およびレシーバ 2 4 は接続先が省略されているが、1 段目と同様に、それぞれタイミングコントローラ 2 6、およびメモリ 2 7 に接続されている。

【 0 0 3 5 】

なお、エコー信号を増幅させる手段としては、上記実施形態のプリアンプ 1 8 に限らない。また、S W₁ ~ S W₃ 1 5、1 9、2 2 は、超音波の照射およびエコー信号の受信サイクルに耐え得るスイッチング性能を有していれば、電子スイッチでなくともよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 6 】

【図 1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図 2】超音波診断装置の別の実施形態を示す概略図である。

【図 3】従来の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図 4】従来の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 7 】

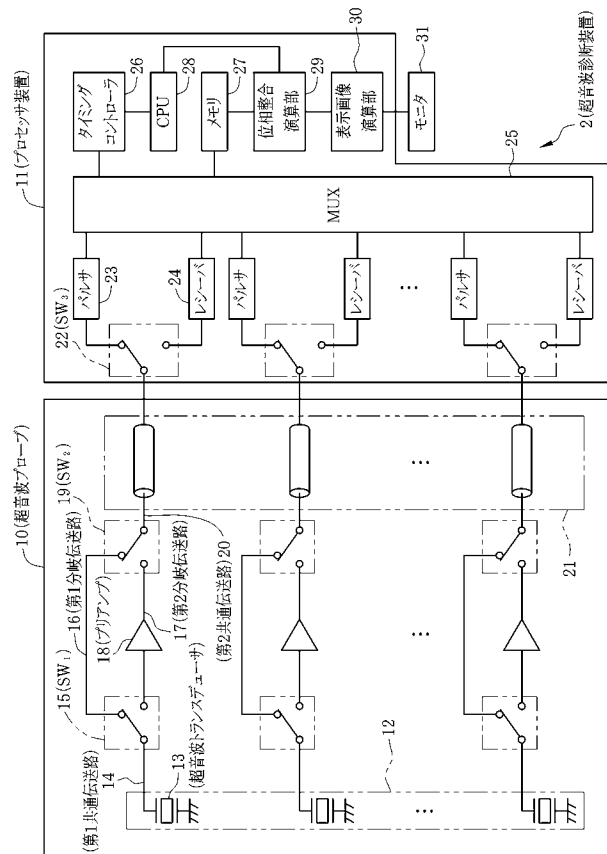
- 2、4 0 超音波診断装置
- 1 0、4 1 超音波プローブ
- 1 1、4 2 プロセッサ装置
- 1 3 超音波トランスデューサ
- 1 4、2 0 第 1、第 2 共通伝送路
- 1 5、1 9、2 2 第 1 ~ 第 3 スイッチ (S W₁ ~ S W₃)
- 1 6、1 7 第 1、第 2 分岐伝送路
- 1 8 プリアンプ
- 2 3 パルサ
- 2 4 レシーバ
- 2 5、4 3 マルチプレクサ (M U X)
- 2 8 C P U

10

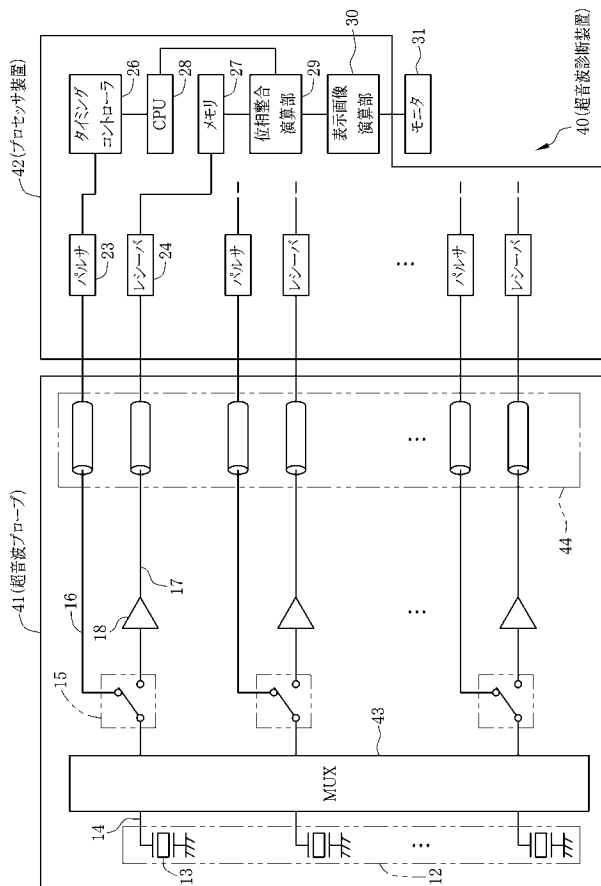
20

30

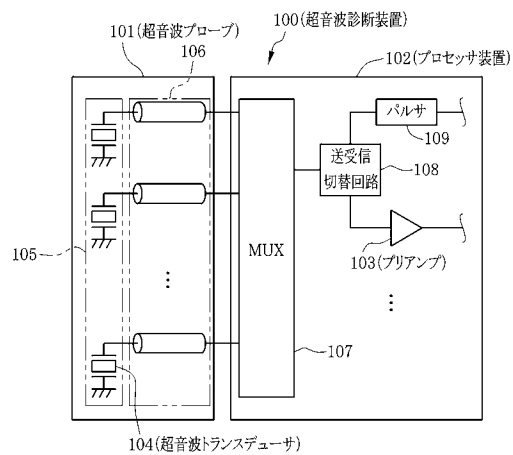
【図 1】



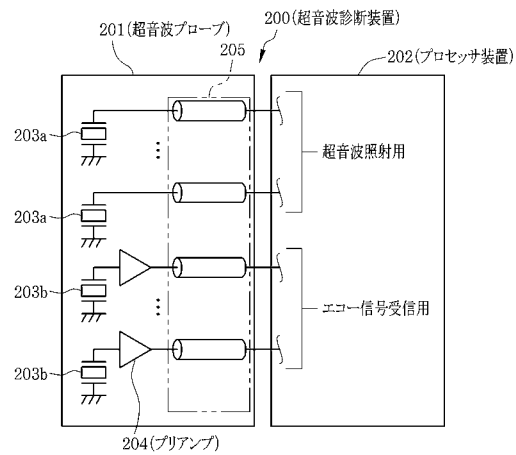
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2007209700A	公开(公告)日	2007-08-23
申请号	JP2006035605	申请日	2006-02-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE07 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GD12 4C601/HH01 4C601/JB11		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头，在不降低回波信号检测精度的情况下实现直径减小。解决方案：该超声波探头10设置有第一公共传输路径14，用于传输从脉冲发生器23输出的激励脉冲和来自观察对象位置的回波信号，第一分支传输路径16和从第二分支传输路径17分支的第二分支传输路径17。第一公共传输路径14和分别传输激励脉冲和回波信号，第一开关（SW 1）15连接到第一公共传输路径和第一/第二分支传输路径16之间的分支点在第一和第二分支传输路径16和17之间转换，以及由第二分支传输路径17插入并放大回波信号的前置放大器18。第一和第二分支传输路径16和17连接到第二开关（SW 2）19并与第二公共传输路径20连接。SW 2 19是与SW 1 15互锁以在第二分支传输路径16和17之间切换

