

(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2007-228997
(P2007-228997A)

(43) 公開日 平成19年9月13日(2007.9.13)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

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2006-50739 (P2006-50739)	(71) 出願人	306037311 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
(22) 出願日	平成18年2月27日 (2006.2.27)	(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 BB08 BB21 BB22 BB24 EE13 FE02 FE03 GA02 GB04 GB20 GD12 HH01

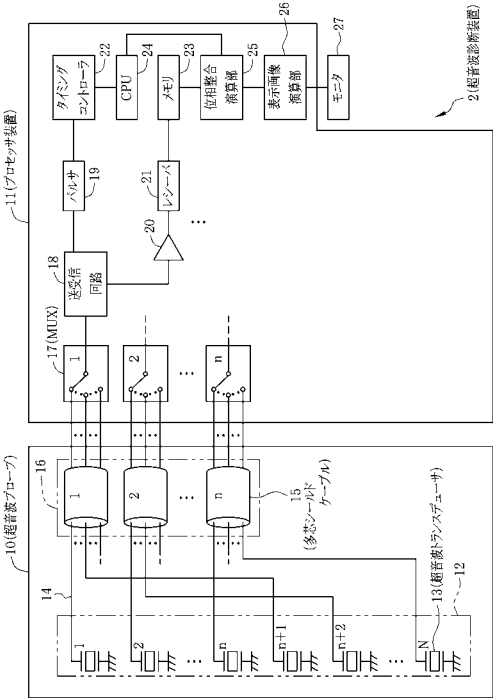
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波プローブのケーブルの細径化を実現する。

【解決手段】 超音波プローブ10は、N個の超音波トランスデューサ13の各々とプロセッサ装置11を繋ぐ配線14を、プロセッサ装置11に設けられた、N個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n個のマルチプレクサ(MUX)17のうち、同一のMUX17に繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブル15に収容している。配線14の1本1本をシールドして束ねる場合に比べて、ケーブル16の太さを細くすることができる。

【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先端に配列され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置に接続される超音波プローブにおいて、

前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、前記プロセッサ装置に設けられた、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複数のマルチプレクサのうち、同一のマルチプレクサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

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先端に配列され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置に接続される超音波プローブにおいて、

前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、隣接する超音波トランスデューサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 3】

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先端に配列された超音波プローブと、前記超音波プローブが接続され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とを備えた超音波診断装置において、

20

前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、前記プロセッサ装置に設けられた、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複数のマルチプレクサのうち、同一のマルチプレクサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記プロセッサ装置に、前記マルチプレクサで選択されていない前記超音波トランスデューサに繋がる配線をアースに接続する接地手段を設けたことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

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先端に配列された超音波プローブと、前記超音波プローブが接続され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とを備えた超音波診断装置において、

前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、隣接する超音波トランスデューサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、複数の超音波トランスデューサが先端に配列された超音波プローブ、および超音波プローブと、超音波プローブが接続されるプロセッサ装置とを備えた超音波診断装置に関する。

【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。

50

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

電子スキャン走査方式の超音波プローブには、プローブ先端に複数の超音波トランスデューサを扇状に配置したコンベックス電子走査方式がある。また、プローブ先端の円筒の周面に複数の超音波トランスデューサを配置したラジアル電子走査方式がある。

10

【 0 0 0 5 】

コンベックス電子走査方式やラジアル電子走査方式を採用した超音波プローブには、電子内視鏡の鉗子口に挿入されるタイプや、撮像装置と一体化されたいわゆる超音波内視鏡など、体腔内に挿入して使われるものがある。このような体腔内診断用超音波プローブでは、体腔内に挿入した際の患者への負担を軽減させるために、個々の超音波トランスデューサを励振させるための励振パルスやエコー信号などの各種信号をプロセッサ装置との間で伝送するためのケーブルを細径化する様々な試みがなされている。

【 0 0 0 6 】

ケーブルを細径化する試みには、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超音波プローブに搭載させ、超音波トランスデューサに繋がれた配線の本数を減らすことが従来から行われている（非特許文献 1 参照）。しかしながら、マルチプレクサの駆動信号の電圧が約 100 V p p であるため、感電や漏電などといった安全面の観点から、体腔内に挿入する超音波プローブにマルチプレクサを搭載することは好ましくない。

20

【 0 0 0 7 】

ケーブルを細径化する他の試みとしては、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサを超音波の照射用、エコー信号の受信用にそれぞれ分け、受信用の超音波トランスデューサに繋がる配線を同一列で纏めてシールドした超音波診断装置が提案されている（特許文献 1 参照）。また、励振パルスやエコー信号を、スイッチアレイにより時分割で伝送し、配線を 1 本のみとした超音波診断装置が提案されている（特許文献 2 参照）。

30

【非特許文献 1】L.J.Busse 他 5 名、「The Acoustic and Thermal Effects of using Multiplexers in Small Invasive Probes」、1997 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM、p1721

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 6 1 6 8 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 2 9 9 6 4 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

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、特許文献 1 に記載の超音波診断装置のように、超音波の照射用、エコー信号の受信用にそれぞれ超音波トランスデューサを分けた場合、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で、超音波トランスデューサの特性を無駄にしている。

40

【 0 0 0 9 】

特許文献 2 に記載の超音波診断装置では、スイッチアレイを用いて 1 本の信号線で時分割多重伝送を行うことを謳っているが、エコー信号に含まれる位相情報を正確に伝送するためには、スイッチングを高速に行わなければならない、現状ではこのようなスイッチアレイの作製は困難であり、また、体腔内診断用超音波プローブのような小型のものには、スイッチアレイを実装するスペースが殆どないため、実現性に乏しいという問題があった。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、ケーブルの細径化を実現することが

50

できる超音波プローブ、および超音波診断装置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】

【0011】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、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先端に配列され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置に接続される超音波プローブにおいて、前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、前記プロセッサ装置に設けられた、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複数のマルチプレクサのうち、同一のマルチプレクサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする。 10

【0012】

請求項2に記載の発明は、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先端に配列され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置に接続される超音波プローブにおいて、前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、隣接する超音波トランスデューサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする。

【0013】

請求項3に記載の発明は、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先端に配列された超音波プローブと、前記超音波プローブが接続され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とを備えた超音波診断装置において、前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、前記プロセッサ装置に設けられた、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複数のマルチプレクサのうち、同一のマルチプレクサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする。 20

【0014】

前記プロセッサ装置に、前記マルチプレクサで選択されていない前記超音波トランスデューサに繋がる配線をアースに接続する接地手段を設けることが好ましい。 30

【0015】

請求項5に記載の発明は、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先端に配列された超音波プローブと、前記超音波プローブが接続され、前記エコー信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とを備えた超音波診断装置において、前記複数の超音波トランスデューサの各々と前記プロセッサ装置を繋ぐ配線を、隣接する超音波トランスデューサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したことを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明の超音波プローブ、および超音波診断装置によれば、複数の超音波トランスデューサの各々とプロセッサ装置を繋ぐ配線を、プロセッサ装置に設けられた、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複数のマルチプレクサのうち、同一のマルチプレクサに繋がれるグループ、あるいは、隣接する超音波トランスデューサに繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブルに収容したので、ケーブルの細径化を実現することができる。 40

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

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 50

用される。

【0018】

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N個（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、N個（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。なお、説明のために、N個の超音波トランスデューサ13には、図示するように配列の順番に1、2、・・・、n、n+1、・・・、N（nは、一度に超音波およびエコー信号を送受信する、後述する1つのブロックに属する超音波トランスデューサ13の個数）までの番号を付してある。 10

【0019】

超音波トランスデューサ13には、配線14が接続されている。配線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。

【0020】

配線14は、超音波トランスデューサ13の近傍から、n本の多芯シールドケーブル15が束ねられたケーブル16となっている。ケーブル16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。なお、多芯シールドケーブルとは、絶縁された複数の線を纏め合わせ、外形が一樣になるように共通の絶縁体を施し、その上を編組などにより遮蔽したものをいう。 20

【0021】

配線14は、ケーブル16、およびコネクタ部を介して、プロセッサ装置11に設けられたn個のマルチプレクサ（以下、MUXと表記する。）17に接続されている。MUX17は、N個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、隣接する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配線14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。なお、多芯シールドケーブル15およびMUX17についても、超音波トランスデューサ13の場合と同様に、順番に1～nまでの番号を付してある。 30

【0022】

1、n+1、2n+1、・・・番の超音波トランスデューサ13に繋がれた配線14は、1番の多芯シールドケーブル15に纏めて収容されている。同様に、2、n+2、2n+2、・・・番と、3、n+3、2n+3、・・・番と、n、2n、・・・、N番の超音波トランスデューサ13に繋がれた配線14は、それぞれ2、3、n番の多芯シールドケーブル15に纏めて収容されている。すなわち、配線14は、n個のMUX17のうち、同一のMUX17に繋がれるグループで纏めて多芯シールドケーブル15に収容されている。 40

【0023】

MUX17には、送受信回路18が接続されている。送受信回路18は、超音波トランスデューサ13による超音波およびエコー信号の送受信の切り替えを、所定の時間間隔で行う。送受信回路18には、パルサ19と、増幅器20およびレシーバ21とが接続されている。パルサ19は、超音波を発生させるための励振パルスを送受信回路18に出力する。増幅器20は、送受信回路18から出力されたエコー信号を増幅する。レシーバ21は、増幅器20で増幅されたエコー信号を受信する。

【0024】

パルサ19およびレシーバ21には、タイミングコントローラ22およびメモリ23が 50

それぞれ接続されている。タイミングコントローラ 22 は、CPU 24 の制御の下に、励振パルスが発生させるための励振信号をパルサ 19 に出力する。パルサ 19 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 23 は、レシーバ 21 で受信されたエコー信号を一旦格納する。なお、パルサ 19、増幅器 20、レシーバ 21、タイミングコントローラ 22、およびメモリ 23 は、それぞれ 1 個ずつしか図示されていないが、実際には、MUX 17 の台数分だけ設けられている。

【0025】

メモリ 23 には、位相整合演算部 25 が接続されている。位相整合演算部 25 は、CPU 24 の制御の下に、メモリ 23 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。

10

【0026】

位相整合演算部 25 で加算されたエコー信号は、表示画像演算部 26 に入力される。表示画像演算部 26 は、位相整合演算部 25 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 (NTSC 方式) に変換する。モニタ 27 は、表示画像演算部 26 により NTSC 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。

【0027】

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。

20

【0028】

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、CPU 24 の制御の下に、MUX 17 により駆動すべき超音波トランスデューサ 13 に繋がれた配線 14 が選択され、タイミングコントローラ 22 からの励振信号によりパルサ 19 から励振パルスが発せられる。

【0029】

パルサ 19 からの励振パルスは、送受信回路 18、MUX 17、ケーブル 16、および配線 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。

30

【0030】

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、配線 14、ケーブル 16、MUX 17、および送受信回路 18 を通って、増幅器 20 により増幅され、レシーバ 21 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、MUX 17 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。

【0031】

レシーバ 21 で受信されたエコー信号は、メモリ 23 に入力され、メモリ 23 に一旦格納される。メモリ 23 に格納されたエコー信号は、CPU 24 の制御の下に、位相整合演算部 25 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 25 で加算されたエコー信号は、表示画像演算部 26 により NTSC 方式に変換され、アナログ信号に変換されてモニタ 27 に超音波画像として表示される。

40

【0032】

以上説明したように、超音波プローブ 10 は、配線 14 を同一の MUX 17 に繋がるグループで纏めて多芯シールドケーブル 15 に収容したので、配線 14 の 1 本 1 本をシールドして束ねた場合に比べて、ケーブル 16 の太さを細くすることができる。

【0033】

ここで、多芯シールドケーブル 15 内の配線 14 同士のクロストークが懸念されるが、

50

超音波およびエコー信号の伝送に関わる多芯シールドケーブル 15 内の配線 14 は 1 本であるので、クロストークによる影響は殆どないと考えられる。

【0034】

なお、図 2 に示す超音波診断装置 30 のように、MUX 17 で選択されていない超音波トランスデューサ 13 に繋がれた配線 14 をアースに接続する接地スイッチ 32 を、MUX 17 の前段に設けてもよい。接地スイッチ 32 は、一方の端子が MUX 17 の端子に繋がれ、もう一方の端子がアースに繋がれている。

【0035】

図 2 では、1 番上の超音波トランスデューサ 13 で超音波の送信、またはエコー信号の受信を行っていて、他の超音波トランスデューサ 13 に繋がれた配線 14 をアースに接続した状態を示している。これにより、多芯シールドケーブル 15 内の配線 14 同士によるクロストークによる影響を、完全にシャットアウトすることができる。なお、プロセッサ装置 31 は、接地スイッチ 32 を設けている他は、図 1 のプロセッサ装置 11 と同様の構成および作用を有するので、図示および説明は省略する。

10

【0036】

上記実施形態では、配線 14 を同一の MUX 17 に繋がるグループで纏めて多芯シールドケーブル 15 に収容しているが、図 3 に示す超音波診断装置 40 の超音波プローブ 41 のように、配線 14 を、隣接する超音波トランスデューサ 13 に繋がるグループで纏めて多芯シールドケーブル 42 に収容してもよい。これにより、図 1 に示す超音波プローブ 10 と同様の効果を得ることができる。なお、この場合、プロセッサ装置 11 側で、図 1 と同じように MUX 17 に繋げるべき配線の引き回しを行う。

20

【0037】

なお、多芯シールドケーブルの断面形状については特に言及していないが、超音波プローブの先端およびケーブルが最も細径となる形状であれば、円形、楕円形、偏平など、如何なる断面形状であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図 1】本発明を適用した超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図 2】プロセッサ装置に接地スイッチを設けた超音波診断装置の例を示す図である。

【図 3】超音波診断装置の別の実施形態を示す概略図である。

30

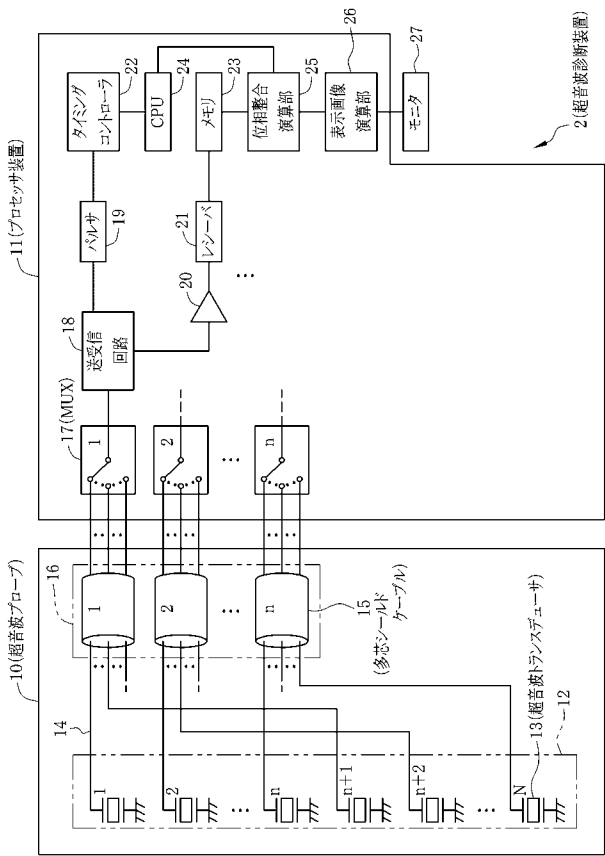
【符号の説明】

【0039】

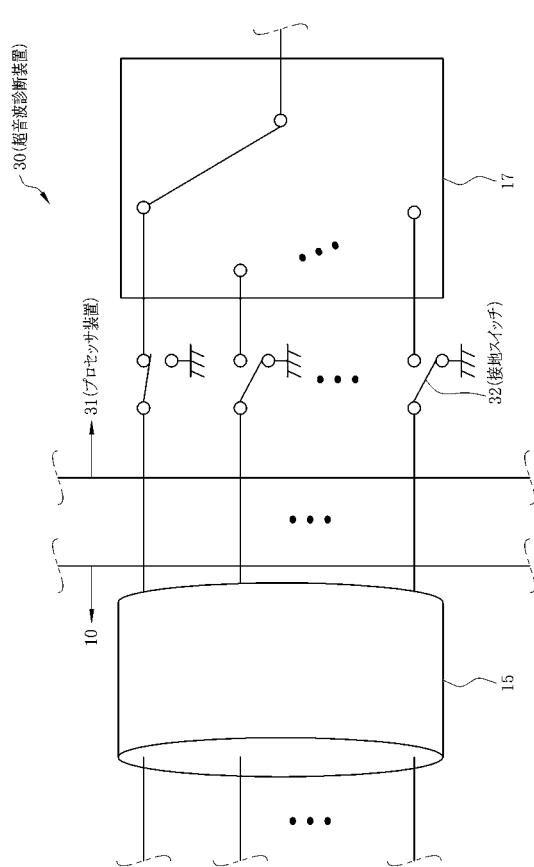
- 2、30、40 超音波診断装置
- 10、41 超音波プローブ
- 11、31 プロセッサ装置
- 13 超音波トランスデューサ
- 14 配線
- 15、42 多芯シールドケーブル
- 17 マルチプレクサ (MUX)
- 24 CPU
- 32 接地スイッチ

40

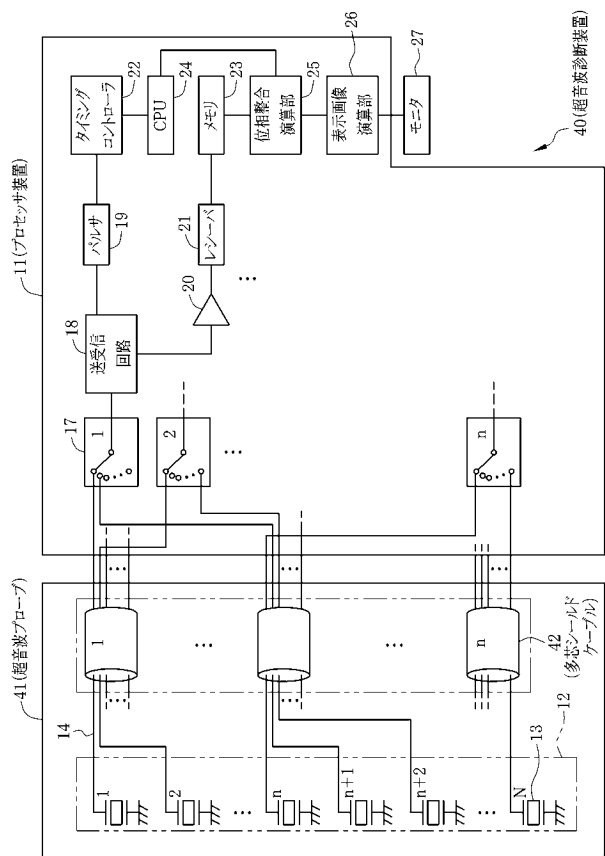
【図 1】



【図 2】



【図 3】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2007228997A	公开(公告)日	2007-09-13
申请号	JP2006050739	申请日	2006-02-27
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/GA02 4C601/GB04 4C601/GB20 4C601/GD12 4C601/HH01		
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：缩小超声波探头电缆的直径。ŽSOLUTION：对于超声波探头10，连接N个超声波换能器13和处理器单元11中的每一个的布线14被一组聚集，以连接到处理器中提供的n个MUX 17中的相同多路复用器（MUX）17。单元11用于选择性地切换超声换能器13以从N个超声换能器13驱动并容纳在多芯屏蔽电缆15中。与屏蔽和绑定每个布线14的情况相比，电缆16的厚度降低了。Ž

