

(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2005-287525
(P2005-287525A)

(43) 公開日 平成17年10月20日(2005. 10. 20)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00

F I

A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 3 0 0 F

テーマコード (参考)

4 C 0 6 1
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-102391 (P2004-102391)
(22) 出願日 平成16年3月31日 (2004. 3. 31)

(71) 出願人 000005430
フジノン株式会社
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
番地
(74) 代理人 100089749
弁理士 影井 俊次
(72) 発明者 田中 俊積
埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
番地 富士写真光機株式会社内
Fターム(参考) 4C061 FF35 HH51
4C601 BB06 EE12 EE13 EE14 FE01
GB04 GB05 GB06 GB13 GB20

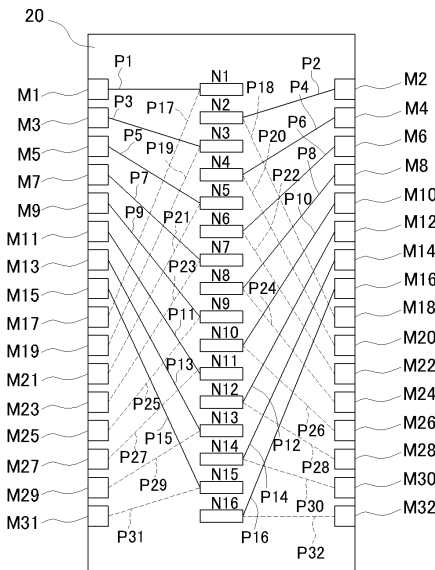
(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ用接続基板

(57) 【要約】

【課題】 超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子に接続したケーブルの数を少なくして、これら各ケーブルと各超音波振動子との間を円滑に接続させる。

【解決手段】 フィルム基板 2 0 には、各々の超音波振動子 T の個別電極 S に接続される振動子側接点 M と、ケーブル 8 が接続される配線接続用接点 N と、これら振動子側接点 M と配線接続用接点 N との間の配線パターン P が印刷等の手段により形成されるが、超音波振動子 T 1 ~ T 1 6 の個別電極 S 1 ~ S 1 6 に接続した配線パターン P 1 ~ P 1 6 はフィルム基板 2 0 の表面側に形成されており、超音波振動子 T 1 7 ~ T 3 2 の個別電極 S 1 7 ~ S 3 2 に接続した配線パターン P 1 7 ~ P 3 2 はフィルム基板 2 0 の裏面側に形成されている。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の方向に配列した多数の超音波振動子からなる超音波トランスデューサに、これら各超音波振動子を複数の超音波振動子群に分けて、一の超音波振動子群を構成する各超音波振動子の電極と、他の 1 または複数の超音波振動子群を構成する各超音波振動子の電極とを短絡させるようにして各々ケーブルと接続するためのものであって、

前記超音波トランスデューサを構成する超音波振動子の数と同数の振動子側接点を形成し、かつ前記各ケーブルが接続される配線接続用接点を設けたフィルム基板に、それぞれ各振動子側接点からの配線パターンを表裏両面に形成して、2 以上の配線パターンを短絡させて前記配線接続用接点に接続する

構成としたことを特徴とする超音波トランスデューサ用接続基板。

10

【請求項 2】

前記超音波振動子群のうち、奇数側の超音波振動子群の各超音波振動子に接続した振動子側接点からの配線パターンを前記フィルム基板の表面側に形成し、偶数側の超音波振動子群の各超音波振動子に接続した振動子側接点からの配線パターンを前記フィルム基板の裏面側に形成し、これら奇数側、偶数側の超音波振動子群同士または奇数側と偶数側との超音波振動子群を構成するそれぞれ同一順位の超音波振動子の電極に接続した配線パターンを前記配線接続用接点の位置または前記振動子側接点と前記配線接続用接点との間の位置で短絡させる構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波トランスデューサ用接続基板。

20

【請求項 3】

前記フィルム基板には、前記振動子側接点と前記配線接続用接点とが表裏両面に露出するように、フィルムを貫通した導体部で形成したことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の超音波トランスデューサ用接続基板。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者の体内組織の状態等を検査するための超音波検査装置に関するものであり、特に多数の超音波振動子を配列した超音波トランスデューサを有する電子走査式超音波検査装置において、その超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子を配線ケーブルに接続するための超音波トランスデューサ接続基板に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

被験者の体内組織の検査及び診断を行なうために超音波検査装置が用いられる。超音波検査装置は、超音波振動子から体内に向けて超音波パルスを送信して、その反射エコーを受信して、所定の信号処理を行なうことによって、体内組織の状態を超音波断層像として取得するものである。超音波断層像は所定の範囲にわたるものであり、このために超音波走査を行なうようにする。この超音波走査を行なう方式としては、機械走査式と電子走査式とが知られている。

【0003】

電子走査式の超音波検査装置は、超音波トランスデューサとして、所定の方向（ライン状，円弧状，円筒面形状，平面マトリックス状等）に配列した多数の超音波振動子から構成され、これら各超音波振動子を順次駆動することによって、所定の範囲にわたって超音波走査が行なわれる。また、体内に向けて送信される超音波パルスに所定のビーム径を持たせ、また所定の位置に焦点を合わせるため等といった目的で、相隣接する超音波振動子から同時に若しくは所定の時間遅れを持たせて超音波パルスを送信するように駆動することができるようになっている。

40

【0004】

ところで、前述したように、超音波トランスデューサを多数の超音波振動子で構成すると、その分だけ配線の数も多くなり、このために構成が複雑になるだけでなく、配線を束

50

ねたケーブルが太径化することになる。しかも、超音波検査を体表皮から行なう場合はともかく、挿入部の先端に超音波トランスデューサを設けて、この挿入部を被験者の体腔内に挿入して超音波検査を行なうように構成した超音波検査装置にあっては、ケーブルが太径化することは、被験者の体内への挿入操作性が悪くなるだけでなく、検査を受ける被験者にとって極めて大きな苦痛が強いられることになる。

【0005】

ところで、多数配列した超音波振動子のうち、同時に若しくは所定の時間遅れをもって駆動されるように関連付けられている超音波振動子（以下、同時作動の超音波振動子という）以外の超音波振動子を組として、これらの組に共通の配線を接続することによって、配線本数を少なくする構成としたものが特許文献1において提案されている。即ち、この特許文献1では、多数配列した超音波振動子に配線を接続するに当って、それぞれスイッチング素子を介して配線と接続すると共に、複数個おきの、具体的には8個おき、16個おきの超音波振動子の信号ラインを短絡させるように構成している。

10

【特許文献1】特開2003-319938号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、前述した従来技術では、超音波振動子からの配線を短絡させるまでの間はそれぞれ独立の配線となるので、先端部分においては多数の配線が複雑に入り混じることになる。特に、体腔内に挿入されるタイプの超音波検査装置にあっては、超音波トランスデューサが装着される先端部分には、膨大な数の配線を収容するために大きなスペースが必要となり、挿入部の先端部分が太径化することから、やはり被験者への挿入操作性が悪くなるという問題点を回避することはできない。

20

【0007】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子に接続したケーブルの数を少なくして、これら各ケーブルと各超音波振動子との間を円滑に接続させる超音波トランスデューサ用接続基板を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前述した目的を達成するために、本発明は、所定の方向に配列した多数の超音波振動子からなる超音波トランスデューサに、これら各超音波振動子を複数の超音波振動子群に分けて、一の超音波振動子群を構成する各超音波振動子の電極と、他の1または複数の超音波振動子群を構成する各超音波振動子の電極とを短絡させるようにして各々ケーブルと接続するためのものであって、前記超音波トランスデューサを構成する超音波振動子の数と同数の振動子側接点を形成し、かつ前記各ケーブルが接続される配線接続用接点を設けたフィルム基板に、それぞれ各振動子側接点からの配線パターンを表裏両面に形成して、2以上の配線パターンを短絡させて前記配線接続用接点に接続する構成としたことをその特徴とするものである。

30

【0009】

直線方向であれ、円周方向であれ、超音波トランスデューサを構成する複数の超音波振動子を複数の群に分けるには、並び順に所定数毎の超音波振動子で群を構成する。例えば、2群の超音波振動子群から構成した場合、接続基板を構成するフィルム基板には両群を構成する先頭の超音波振動子から順にそれぞれ2本の配線パターンを各配線接続用接点に接続するが、例えば第1群の各超音波振動子からの配線パターンをフィルムの表面側に、また第2群を構成する各超音波振動子からの配線パターンを裏面側に形成し、表面側及び裏面側の配線パターンを配線接続用接点に接続する。従って、少なくとも配線接続用接点はフィルム基板を貫通して両面に露出させる。一方、超音波振動子の電極に接続される振動子側接点については、表面側の配線パターンに接続されるのは表面側に、裏面側の配線パターンに接続されるのは裏面側に形成することもできるが、フィルム基板の表裏両面に露出させるようにする方が各超音波振動子の電極と接続する上で有利である。

40

50

【 0 0 1 0 】

超音波振動子の群数を 3 群、4 群というように、群数が増すようになし、これら各群を構成する超音波振動子の電極を配線接続用接点に短絡させるには、つまり 3 以上の配線パターンの全てを配線接続用接点の位置で短絡させることはできないが、フィルムにその厚み方向に貫通するように短絡用導体部を形成して、この短絡用導体部で表面側に設けた配線パターンと裏面側に設けた配線パターンとを短絡させ、さらに配線接続用接点の位置でも短絡した配線パターンと他の配線パターン若しくは短絡した配線パターン同士を接続することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明は、以上のように構成することによって、格別超音波トランスデューサを大型化したり、各超音波振動子へのケーブルの接続が複雑になったりすることなく、超音波トランスデューサを構成する超音波振動子に接続されるケーブルの数を著しく少なくすることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

本発明による超音波トランスデューサ用接続基板は、超音波内視鏡に適用することができる。そこで、まず図 1 に超音波内視鏡における挿入部の先端部分を示す。即ち、図 1 において、1 は体腔内への挿入部であり、この挿入部 1 における先端部 1 a には、先端側に超音波トランスデューサ 2 が装着され、またこの超音波トランスデューサ 2 の配設位置より基端側に形成して斜面部に照明窓 3 及び観察窓 4 からなる内視鏡観察機構が設置されている。さらに、超音波トランスデューサ 2 からなる超音波観測機構と内視鏡観察機構との間の位置には、穿刺処置具を含む各種の処置具を導出させるための処置具導出口 5 が開口している。

【 0 0 1 3 】

超音波トランスデューサ 2 は先端部 1 a において、基端側から先端側に向けて多数の超音波振動子 T を配列したものから構成される。そして、図示したものにあつては、この超音波トランスデューサ 2 は先端部 1 a において、凸湾曲形状に配列されており、従ってコンベックス超音波電子走査を行なうのに適した構造となっている。なお、超音波トランスデューサを構成する各超音波振動子の配列方向は、これだけでなく、例えば直線状、円筒状に形成することもでき、また平面若しくは曲面形状で、X, Y 方向にマトリックス状に超音波振動子を配列したものであっても良い。

【 0 0 1 4 】

前述したように、超音波トランスデューサ 2 は超音波振動子 T を多数配列したものから構成されているが、例えば図 2 に示したように、超音波振動子 T を 3 2 個配列したものとする。なお、実際には、超音波内視鏡の超音波トランスデューサを 1 0 0 以上の超音波振動子で構成するが、説明を簡略化するために、超音波振動子 T の数を 3 2 個としたものであり、この数に限定されないことは言うまでもない。

【 0 0 1 5 】

一般に、超音波振動子 T には、その一面側に電極 S が、他面側には電極 D が設けられている。そして、電極 S に所定の電圧を印加すると共に、他方の電極 D をアース電位に保つことによって、超音波パルスが送信され、体内組織の断層部からの反射エコーが受信される。従って、多数並べた超音波振動子 T は、その電極 S には個別的に配線し、他方の電極 D は共通の電極として、1 本の配線を接続すれば良い。そして、ある範囲を超音波検査して、モニタ画面に鮮明で解像度の高い超音波画像を取得するためには、超音波振動子 T の数をできるだけ多くする必要がある。

【 0 0 1 6 】

しかしながら、超音波振動子 T からの配線は挿入部 1 の内部を通して超音波観測装置にまで延在されるものであることから、また特に超音波内視鏡として構成した場合には、内視鏡観察機構として固体撮像素子が組み込まれ、この固体撮像素子からの配線も挿入部 1

10

20

30

40

50

の内部に位置させることから、微弱電波である超音波受信信号を伝送する際に、ノイズの影響を最小限に抑制するために、配線を完全にシールドしなければならない。従って、特に電極Sに接続した配線は、超音波振動子Tからの引き出し部の僅かな距離についてはともかく、挿入部1の内部を延在させる部位ではシールドケーブルを用いる必要がある。このために、各超音波振動子Tに多数のシールドケーブルを接続しなければならない、このために挿入部1の内部における超音波トランスデューサ2からのケーブルの空間占有率が高くなる。

【0017】

以上の点から、挿入部1の細径化を図ると共に、超音波トランスデューサ2を構成する超音波振動子Tの数をできるだけ多くするように構成している。このために、図2に例示した超音波トランスデューサ2においては、32個からなる超音波振動子TのそれぞれにT1～T32の符号が与えられ、また各超音波振動子T1～T32に接続した個別電極SにもそれぞれS1～S32の符号が与えられている。これに対して、共通電極Dは、超音波振動子T1～T8に接続した第1の分割共通電極D1とし、超音波振動子T9～T16までの共通電極を第2の分割共通電極D2とし、さらに超音波振動子T17～T24は第3の分割共通電極D3、超音波振動子T25～T32を第4の分割共通電極D4とする。

【0018】

一方、超音波振動子T1～T32における個別電極Sもグループ化されるが、この個別電極Sは2群に分けられる。つまり、個別電極S1～S16を構成する超音波振動子T1～T16を第1群の超音波振動子及び第1群の個別電極群となし、また個別電極S17～S32を構成する超音波振動子T17～T32を第2群の超音波振動子及び第2群の個別電極群とする。そして、各個別電極S1～S32から引き出された導電線7をそれぞれ2本ずつ短絡させて、シールドケーブル8に接続するようになり、もってシールドケーブル8は、導電線7の本数に対して半分の本数、つまり16本となる。短絡される2本ずつの導電線7のペアリングは、個別電極S1とS17、S2とS18、S3とS19の順に、つまり第1群の個別電極群を構成する個別電極S1～S16と、第2群の個別電極群を構成する個別電極S17～S32とにおいて、それぞれ群の最初から数えて同じ順位の超音波振動子における個別電極を短絡させるようにしている。

【0019】

図2に示されているように、超音波観測装置10は送受信回路11を備えており、この送受信回路11には送信側と受信側とに切り換える切換器12を備えており、また送信側には遅延回路13が接続されている。この遅延回路13に駆動パルスが供給されると、3個の超音波振動子が同時作動により駆動されるようになっており、これら3個の超音波振動子に供給される駆動パルスは、例えば図3に示したように、連続的に時間遅れを持たせることによって、超音波パルスの指向性を変えたり、またビームパターンを制御したりすることができるようになっており、なお、同時作動する3個の超音波振動子を同時に駆動しても、また中間の超音波振動子に対してその前後の超音波振動子の送信タイミングをずらせるように構成することもできる。

【0020】

一方、4本のケーブル9については、それぞれスイッチング素子14が接続されており、スイッチング素子14がON状態であり、このときにシールドケーブル8を介して超音波振動子に駆動パルスが送信されたときに、当該超音波振動子から超音波が送信されるようになっており、超音波振動子に駆動パルスが送信されても、スイッチング素子14がOFFの状態であれば、その超音波振動子から超音波が送信されない。

【0021】

以上のように構成される超音波トランスデューサ2を用いることによって、以下に示すような電子超音波走査を行なうことができるようになる。そして、超音波走査を行なうに当たって、連続する3個の超音波振動子を同時に若しくは少なくとも1つの超音波振動子を遅延させるようにして作動させるようにする。

【0022】

10

20

30

40

50

まず、32個からなる超音波振動子のうち、最初に超音波振動子T1～T3を作動させる。このために、第1の分割共通電極D1と、第2の分割共通電極D2とのそれぞれに接続されているケーブル9に設けたスイッチング素子14をONの状態とし、第3、第4の分割共通電極D3及びD4に接続されているケーブル9はOFFの状態とする。そして、個別電極S1～S3から駆動信号を超音波振動子T1～T3に印加する。これによって、超音波振動子T1～T3から超音波が送信される。ただし、これら超音波振動子T1～T3の個別電極S1～S3に接続したシールドケーブル8は、個別電極S17～S19にも接続されているが、第3、第4の分割共通電極D3、D4はOFFの状態となっているので、第2の単位ユニットを構成する超音波振動子T17～T19から超音波が送信されることはない。

10

【0023】

超音波振動子T1～T3の送受信が終了すると、超音波振動子T2～T4、超音波振動子T3～T5の順に送受信が行なわれる。そして、超音波振動子T14～T16の送受信が終了すると、第1の分割共通電極D1からのケーブル9のスイッチング素子14をOFFの状態に、また第2の分割共通電極D2からのケーブル9のスイッチング素子14をONの状態に保ち、かつ第3の分割共通電極D3をONの状態にする。さらに、第4の分割共通電極D4はOFFの状態に保つ。この状態で、個別電極S15～S17に駆動信号を伝送することにより、超音波振動子T15～T17が駆動される。つまり、第1群の個別電極から第2の個別電極への移行時には、第2の分割共通電極D2と第3の分割共通電極D3とを作動状態とする。従って、個別電極S15は個別電極S31と、個別電極S16は個別電極S32と、また個別電極T17は個別電極T1と短絡しているが、超音波振動子T1、T31及びT32における共通電極D1、D4はOFFの状態になっているので、これらの超音波振動子からは超音波が送信されることはない。そして、超音波振動子T14～T16を駆動する場合も同様である。その後、超音波振動子T15～T17を駆動する際は、第2の分割共通電極D2をOFFに、第3の分割共通電極D3はONの状態を維持し、第4の分割共通電極D4をONにする。

20

【0024】

以上のように、超音波トランスデューサ2として、32個の超音波振動子から構成されているにも拘わらず、挿入部1の内部に挿通されるシールドケーブル8の数をその半分の16本で構成することができることから、挿入部1の細径化を図ることができる。そして、導電線7の部分、図4に示したように、フィルム基板20に印刷パターン等の手段で形成することによって、シールドケーブル8は直接超音波トランスデューサ2に接続できるようになる。

30

【0025】

このために、フィルム基板20には、各々の超音波振動子Tの個別電極Sに接続される振動子側接点Mと、シールドケーブル8が接続される配線接続用接点Nと、これら振動子側接点Mと配線接続用接点Nとの間の配線パターンPが印刷等の手段により形成されている。ここで、振動子側接点Mの数は超音波振動子Tの個別電極Sの数と同数設けられて、振動子側接点M1～M32となし、また配線接続用接点Nの数はその半分、つまり配線接続用接点N1～N16となっている。さらに、配線パターンPは振動子側接点Mと同数、つまり配線パターンP1～P32を有するものである。

40

【0026】

図2から明らかなように、導電線7はシールドケーブル8に対して2本接続される関係から、少なくとも一部でクロスしている。フィルム基板20において、配線パターンPをクロスさせないようにするために、このフィルム基板20の表裏両面を配線パターンPの引き回し用として使用している。しかも、配線接続用接点Nをフィルム基板20の幅方向の中間位置に配置し、振動子側接点Mをその左右の両辺部に分散させて配置している。従って、接点はフィルム基板20の左右両辺とその中間部との3列に配列され、各列の接点数は同数、即ち16個となっている。

【0027】

50

ここで、図 5 に示したように、超音波トランスデューサ 2 は、32 個の超音波振動子 T 1 ~ T 32 の下部位置にバッキング材 B が接合され、また上部側に音響整合層 A 及び音響レンズ L が積層されている。これらのうち、バッキング材 B、音響整合層 A 及び音響レンズ L は全ての超音波振動子 T 1 ~ T 32 に共通のものである。そして、フィルム基板 20 は、その振動子側接点 M を設けた両辺部が折り曲げられて、超音波振動子 T 1 ~ T 32 とバッキング材 B との間の位置に貼着されている。また、シールドケーブル 8 はフィルム基板 20 の中間部に配列した各配線接続用接点 N に接続されている。

【0028】

超音波振動子 T は短冊状のものであって、長さ方向にある程度の寸法を有することから、列設されている超音波振動子 T 1 ~ T 32 のうち、例えば奇数番目の超音波振動子の個別電極は超音波振動子 T の左側の端部近傍に、また偶数番目の超音波振動子の個別電極は右側の端部近傍に、というように電極の配置を左右の位置に分けている。そして、超音波振動子 T 1 ~ T 16 の個別電極 S 1 ~ S 16 に接続した配線パターン P 1 ~ P 16 はフィルム基板 20 の表面側に形成されており、超音波振動子 T 17 ~ T 32 の個別電極 S 17 ~ S 32 に接続した配線パターン P 17 ~ P 32 はフィルム基板 20 の裏面側に形成されている。これによって、全ての配線パターン P がフィルム基板 20 上でクロスすることはない。

10

【0029】

このように、フィルム基板 20 には表裏両面に配線パターン P が形成されていることから、このフィルム基板 20 に形成された振動子側接点 M 及び配線接続用接点 N は全て表裏両面に露出している。例えば、フィルム基板 20 に透孔を形成して、これらの透孔に導電部材を充填することによって、表裏いずれの面に形成した配線パターン P と電氣的に接続できるようになっている。

20

【0030】

以上のようにフィルム基板 20 で超音波振動子 T の個別電極とシールドケーブル 8 とを接続し、かつ各々 2 個の個別電極をシールドケーブル 8 で短絡させるに当って、配線パターン P がクロスすることがない。また、振動子側接点 M を左右両辺に交互に配置しているので、各々の振動子側接点 M の面積を比較的広くすることができるので、フィルム基板 20 の超音波トランスデューサ 2 への組み込む際における位置合わせが容易になり、超音波トランスデューサ 2 と、そのシールドケーブル 8 への接続用基板とを高精度に組み付けることができる。

30

【0031】

次に、超音波トランスデューサ 30 として、例えば図 6 に示したように、多数の超音波振動子 T を円筒形状となるように配列したアニュラアレイとして構成することもできる。この場合には、フィルム基板 31 も円筒形状とする。そして、このフィルム基板 31 には、図 7 に示したように、振動子側接点 M と配線接続用接点 N とを表裏両面において配線パターン P と接続可能なように形成する。

【0032】

この場合、超音波振動子 T を 2 群に分けるようにする。即ち、超音波振動子 T 1 ~ T 16 を第 1 群、超音波振動子 T 17 ~ T 32 を第 2 群とする。そして、フィルム基板 31 には、図 7 に示したように、第 1 群の超音波振動子 T 1 ~ T 16 の個別電極 S 1 ~ S 16 に接続される振動子側接点 M 1 ~ M 16 と、第 2 群の超音波振動子 T 17 ~ T 32 の個別電極 S 17 ~ S 32 に接続される振動子側接点 M 17 ~ M 32 を共に表面側に形成し、また配線接続用接点 N 1 ~ N 16 を配線パターン P 1 ~ P 16 に接続する。そして、配線パターン P 1 ~ P 16 及び P 17 ~ P 32 は、それぞれフィルム基板 31 を貫通するように設けた導体部（図 7 にドットで示されている）を介して裏面側（図 7 に点線で示す）に延在させ、この裏面側において、配線パターン P 1 ~ P 16 と P 17 ~ P 32 とをそれぞれ同順位のもの同士をそれぞれ短絡させる。これによって、超音波トランスデューサ 30 を構成する超音波振動子の数に対して半分のシールドケーブル 8 とすることができる。そして、この超音波トランスデューサ 30 の動作は前述したと同様になる。

40

50

【 0 0 3 3 】

なお、前述した実施の形態においては、超音波トランスデューサを 3 2 個の超音波振動子で構成したものとして説明したが、これは説明を簡単にするためであり、実際においては、超音波トランスデューサを構成する超音波振動子の数はさらに多くなる。また、超音波トランスデューサに接続される共通電極に接続されるケーブルは、個別電極に接続されるケーブルとは別個のものとなる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】本発明の実施の形態としての超音波内視鏡における挿入部の先端に装着される超音波検査装置の構成説明図である。

10

【図 2】超音波トランスデューサのブロック構成図である。

【図 3】遅延回路による遅延の一例を示す送信タイミングの説明図である。

【図 4】フィルム基板の構成説明図である。

【図 5】個別電極とシールドケーブルの接続構造を示す説明図である。

【図 6】本発明における他の実施の形態を示す超音波トランスデューサとフィルム基板の構成説明図である。

【図 7】図 6 のフィルム基板を展開して示す説明図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 5 】

20

1 挿入部

2 , 3 0 超音波トランスデューサ

7 導電線

8 シールドケーブル

9 ケーブル

2 0 , 3 1 フィルム基板

T , T 1 ~ T 3 2 超音波振動子

S , S 1 ~ S 3 2 個別電極

D 共通電極

D 1 第 1 の分割共通電極

D 2 第 2 の分割共通電極

30

D 3 第 3 の分割共通電極

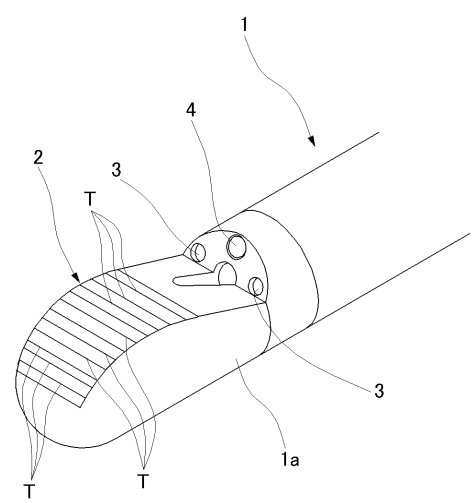
D 4 第 4 の分割共通電極

M , M 1 ~ M 3 2 振動子側接点

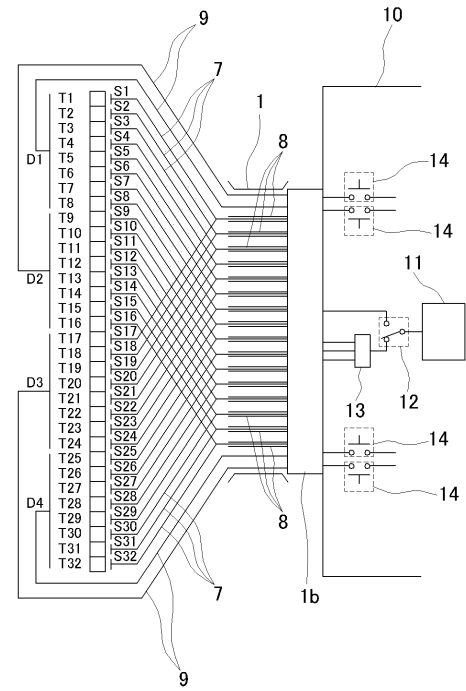
N , N 1 ~ N 3 2 配線接続用接点

P , P 1 ~ P 3 2 配線パターン

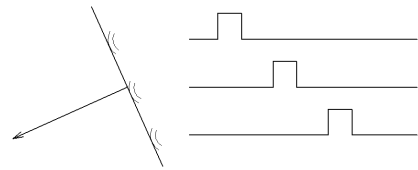
【 図 1 】



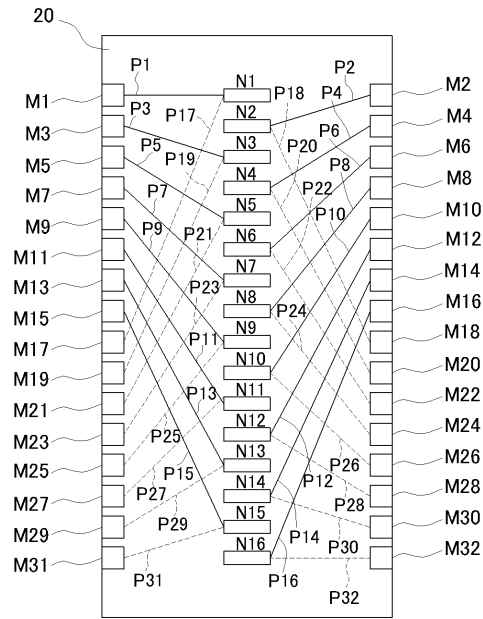
【 図 2 】



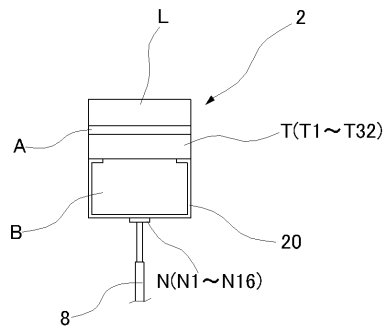
【 図 3 】



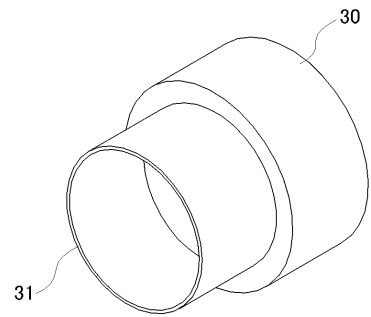
【 図 4 】



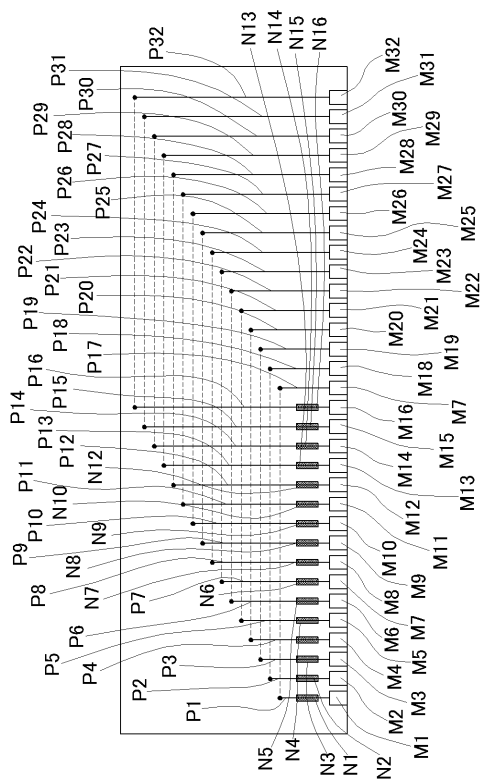
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声波换能器的连接板		
公开(公告)号	JP2005287525A	公开(公告)日	2005-10-20
申请号	JP2004102391	申请日	2004-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	田中俊積		
发明人	田中 俊積		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530		
F-TERM分类号	4C061/FF35 4C061/HH51 4C601/BB06 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/FE01 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB06 4C601/GB13 4C601/GB20 4C161/FF35 4C161/HH51		
其他公开文献	JP4513951B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少连接到构成超声换能器的各个超声换能器的电缆的数量，并平滑地连接这些电缆和各个超声换能器。 解决方案：在薄膜基板20上，连接到每个超声振动器T的单个电极S的振动器侧触点M，连接电缆8的布线接触点N和这些振动器侧触点。M和配线接触点N之间的配线图案P通过诸如印刷的方式形成，但是连接到超声换能器T1至T16的各个电极S1至S16的配线图案P1至P16是膜基板20。连接到超声换能器T17至T32的各个电极S17至S32的布线图案P17至P32形成在膜基板20的背面侧。 [选择图]图4

