

(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2005-211096

(P2005-211096A)

(43) 公開日 平成17年8月11日(2005.8.11)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/00
A61B 8/12
G01N 29/24
H04R 17/00

F I

A61B 8/00
A61B 8/12
G01N 29/24 502
H04R 17/00 330H
H04R 17/00 332B

テーマコード(参考)

2G047
4C601
5D019

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-17849 (P2004-17849)

(22) 出願日 平成16年1月27日(2004.1.27)

(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324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324番地 富士写真光機株式会社内

Fターム(参考) 2G047 AC13 BC13 EA12 GA02 GB02 GB21

4C601 BB02 BB06 BB07 BB08 BB21

BB22 EE12 EE13 FE01 FE02

GA02 GB04 GB19 GB20 GB21

GD12 HH01 JB10

5D019 BB18 BB25 BB28 FF04

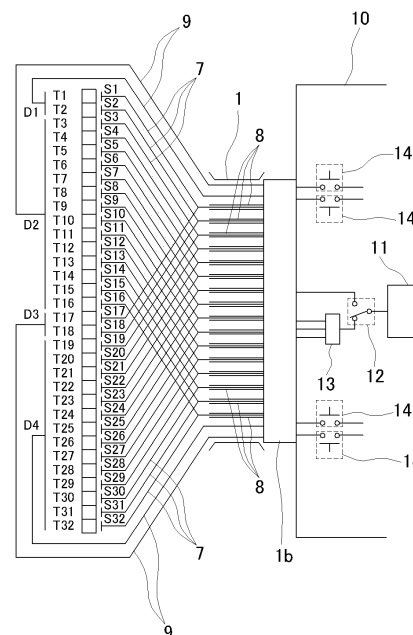
(54) 【発明の名称】 電子走査式超音波検査装置

(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からの配線数を少なくして、超音波トランスデューサをコンパクト化でき、しかもケーブルの細径化を可能にする。

【解決手段】 最初の超音波振動子から16番目の超音波振動子までを第1の単位ユニットとし、また17番目の超音波振動子から32番目の超音波振動子までを第2の単位ユニットとなし、それぞれ第1と第17、第2と第18、第3と第19の超音波振動子というように、順次第1の単位ユニットを構成する超音波振動子と、第2の単位ユニットを構成する同順位の超音波振動子との個別電極からの配線を短絡させて1本化して、個別電極に接続される配線の数超音波振動子の数の半分にし、共通電極は、第1、第2の単位ユニットにつき、先頭の2個の超音波振動子は前群共通電極とし、残りを後群共通電極とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の方向に配列した超音波振動子からなる超音波トランスデューサを有し、この超音波トランスデューサを構成する相隣接する複数の超音波振動子を同時または所定の時間遅れをもって駆動するようにした電子走査式超音波検査装置において、

前記超音波トランスデューサを、その超音波振動子の配列方向に向けて並んだ複数の超音波振動子により複数の単位ユニットに分けるようになし、

前記各超音波振動子には、超音波の送受信を行なう信号線が接続される個別電極と、1または複数の超音波振動子につき共通となる共通電極とが設けられており、

前記各個別電極に接続した信号線は、異なる単位ユニットを構成する超音波振動子からの信号線を複数短絡させて、同一のケーブルに接続される構成としたことを特徴とする電子走査式超音波検査装置。

10

【請求項2】

前記各単位ユニットを構成する超音波振動子に接続した共通電極のうち、1または複数の超音波振動子に接続される共通電極をそれぞれ前群及び後群の各共通電極に分けて、各単位ユニットの前群及び後群の共通電極からの配線に各々独立のスイッチング手段を接続する構成としたことを特徴とする請求項1記載の電子走査式超音波検査装置。

【請求項3】

所定の方向に配列した超音波振動子からなる超音波トランスデューサを有し、この超音波トランスデューサを構成する相隣接する複数の超音波振動子を同時または所定の時間遅れをもって駆動するようにした電子走査式超音波検査装置において、

20

前記超音波トランスデューサを、その超音波振動子の配列方向に向けて並んだ複数の超音波振動子により複数の単位ユニットに分けるようになし、

前記各超音波振動子には、超音波の送受信を行なう信号線が接続される個別電極と、1または複数の超音波振動子につき共通となる共通電極とを形成し、

前記個別電極に接続した信号線は、各単位ユニットを構成する超音波振動子の配列における同順位の個別電極に接続した信号線が短絡されて、同一のケーブルに接続されており、

前記共通電極は、前記単位ユニット毎に分割したものからなり、かつ各単位ユニットを構成する超音波振動子のうち、先頭側における前記同時または所定の時間遅れをもって送受信される超音波振動子の数より1少ない数以上の超音波振動子に共通の前群及び後群の各共通電極となし、

30

これら各単位ユニットにおける前群及び後群の共通電極に接続した配線には各々独立のスイッチング手段を設ける

構成としたことを特徴とする電子走査式超音波検査装置。

【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て、相隣接する複数の超音波振動子を同時に若しくは所定の時間遅れをもって駆動するようにした電子走査式超音波検査装置に関するものである。

40

【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。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。

50

【0003】

電子走査式の超音波検査装置は、その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。

【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おそれがある。

10

【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たって、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。

20

【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、前述した公知技術によると、配線の本数は少なくなるものの、個別にスイッチング素子を接続しなければならないことから、その分だけ超音波トランスデューサの構成が複雑になり、かつ大型化することになる。前述したように、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大型化することは、挿入部の先端部分が大きく膨出することになる結果、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。

30

【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からの配線数を少なくして、超音波トランスデューサをコンパクト化でき、しかもケーブルの細径化を可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

従って、本発明の主要な特徴としては、所定の方向に配列した超音波振動子からなる超音波トランスデューサを有し、この超音波トランスデューサを構成する相隣接する複数の超音波振動子を同時または所定の時間遅れをもって駆動するようにした電子走査式超音波検査装置であって、前記超音波トランスデューサを、その超音波振動子の配列方向に向けて並んだ複数の超音波振動子により複数の単位ユニットに分けるようになし、前記各超音波振動子には、超音波の送受信を行なう信号線が接続される個別電極と、または複数の超音波振動子につき共通となる共通電極とが設けられており、前記各個別電極に接続した信号線は、異なる単位ユニットを構成する超音波振動子からの信号線を複数短絡させて、同一のケーブルに接続される構成としたことをその特徴とするものである。

40

【0009】

50

以上のように構成した結果、単位ユニットを2組とすれば、超音波トランスデューサを構成する個別電極数の半分のケーブルを設ければ良く、また3組、4組の単位ユニットとすれば1/3、1/4の本数のケーブルとすることができる。即ち、1つの単位ユニットにおける共通電極をON状態とし、他の単位ユニットを構成する共通電極をOFF状態とすることによって、同時に若しくは所定の時間遅れをもって駆動される、つまり同時作動の複数の超音波振動子だけを駆動することができ、それらと短絡している他の単位ユニットを構成する超音波振動子は駆動されない。ただし、前後の単位ユニット間の移行部に配置されている複数の振動子を同時作動させる場合には、同時に2つの共通電極をON状態としないといけないことから、目的とする超音波振動子以外も同時に駆動されてしまうことになる。従って、単位ユニット間の移行部跨ぐ超音波振動子の同時作動は行なわずに、次の単位ユニットに移行させ、この間の超音波信号については、信号処理によって前後の信号に基づいて補間処理を行なうようにすることができる。同時若しくは所定の時間遅れをもって駆動される超音波振動子の数が2であれば、1本の信号ラインのみを補間すれば良いことから、ほぼ正確な補間を行なえる。

10

【0010】

ただし、同時若しくは所定の時間遅れをもって駆動される超音波振動子の数が多い場合や、より正確な超音波画像を取得し、かつ信号処理を容易にするためには、単位ユニット間の移行部についても、飛びなく駆動できるようにする。このためには、各単位ユニットを構成する超音波振動子に接続した共通電極のうち、1または複数の超音波振動子に接続される共通電極をそれぞれ前群、後群共通電極に分けて、各単位ユニットの各前群及び後群共通電極からの配線に各々独立のスイッチング手段を接続するように構成する。従って、単位ユニット間の移行部となる複数の超音波振動子を駆動する際には、前段の単位ユニットを構成する後群共通電極と、後段の単位ユニットにおける前群共通電極とを作動状態とすれば良い。

20

【0011】

そして、本発明のより具体的な構成としては、所定の方向に配列した超音波振動子からなる超音波トランスデューサを有し、この超音波トランスデューサを構成する相隣接する複数の超音波振動子を同時または所定の時間遅れをもって駆動するようにした電子走査式超音波検査装置であって、前記超音波トランスデューサを、その超音波振動子の配列方向に向けて並んだ複数の超音波振動子により複数の単位ユニットに分けるようになし、前記各超音波振動子には、超音波の送受信を行なう信号線が接続される個別電極と、1または複数の超音波振動子につき共通となる共通電極とを形成し、前記個別電極に接続した信号線は、各単位ユニットを構成する超音波振動子の配列における同順位の個別電極に接続した信号線が短絡されて、同一のケーブルに接続されており、前記共通電極は、前記単位ユニット毎に分割したものからなり、かつ各単位ユニットを構成する超音波振動子のうち、先頭側における前記同時または所定の時間遅れをもって送受信される超音波振動子の数より1個少ない数以上の超音波振動子に共通の前群共通電極を形成し、この前群共通電極以外の共通電極を後群共通電極となし、これら各単位ユニットにおける前群及び後群に接続した配線には各々独立のスイッチング手段によりON、OFFさせるように構成する。

30

【0012】

例えば32個の超音波振動子を一列に配列した場合で、同時作動の超音波振動子の数を3とした場合について説明する。この場合、最初の超音波振動子から16番目の超音波振動子までを第1の単位ユニットとし、また17番目の超音波振動子から32番目の超音波振動子までを第2の単位ユニットとなし、それぞれ第1と第17、第2と第18、第3と第19の超音波振動子というように、順次第1の単位ユニットを構成する超音波振動子と、第2の単位ユニットを構成する同順位の超音波振動子との個別電極からの配線を短絡させて1本化することによって、個別電極に接続される配線の数超音波振動子の数の半分にすることができる。一方、共通電極については、第1、第2の単位ユニットについて、先頭の2個の超音波振動子を独立したものとして前群共通電極とする。また、残りの超音波振動子を後群共通電極とする。そして、これら前群、後群共通電極からの配線はスイッ

40

50

チング素子によりON, OFF可能な構成とする。ここで、スイッチング素子は超音波振動子の近傍に配置する必要はなく、制御装置側に設けることができる。そして、第1の単位ユニットを構成している超音波振動子を駆動する際に、第1の単位ユニットの前群及び後群共通電極をON状態とし、他のスイッチング素子、つまり第2の単位ユニットを構成する前群、後群共通電極はOFFの状態とする。次に、第1の単位ユニットにおける最後の超音波振動子と第2の単位ユニットを構成する最初の超音波振動子とを同時作動させる場合には、第1の単位ユニットにおける前群共通電極はOFF, 第1の単位ユニットにおける後群共通電極と第2の単位ユニットを構成する後群共通電極をON状態とし、かつ後群共通電極をOFFとする。さらに、第2の単位ユニットにおける超音波振動子を作動させる際には、この第2の単位ユニットにおける前群及び後群共通電極をON状態とし、第1の単位ユニットにおける前群及び後群共通電極をOFFの状態にする。

10

【0013】

ここで、1本のケーブルに短絡状態にして接続される個別電極は、異なる単位ユニットにおいて、必ずしも同順位のものとしなければならないものではなく、要は同時に作動する可能性のない超音波振動子を短絡させる。また、単位ユニットの数は2以上であれば、3ユニット、4ユニット構成とすることもできる。さらに、同時作動される超音波振動子の数は、同時作動する超音波振動子の数に依存し、同時作動する超音波振動子の数より2以上少ない数を群とした共通電極とすることはできない。ただし、それ以上の数であれば、例えば前群と後群とを等分の数の超音波振動子の共通電極とすることもできる。ここで、2個の超音波振動子を同時に作動させるように構成した場合には、各々の単位ユニットにおける前群共通電極はそれぞれ1個の超音波振動子に接続され、残りは後群共通電極となる。そして、1個の超音波振動子に接続された前群共通電極は、厳密に言えば共通電極ではない。しかしながら、その機能としては、後群共通電極と同じ機能を発揮するものであり、従って機能上から見て1個の超音波振動子の電極であっても共通電極である。

20

【発明の効果】

【0014】

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することなく、それに接続される配線の数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】

【0015】

以下、図面に基づいて、本発明の実施の形態を説明する。まず、図1に本発明による超音波検査装置を超音波内視鏡に組み込んだ状態で、この超音波内視鏡の挿入部の先端部分を示す。なお、本発明の超音波検査装置は、この超音波内視鏡に組み込まれるものに限定されるのではなく、体腔内に挿入され、また表皮から体内の組織状態を検査乃至診断するための装置として一般的に適用できるものである。

30

【0016】

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1a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。

40

【0017】

超音波トランスデューサ2は先端部1a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を配列したもので構成される。そして、図示したものにあっては、この超音波トランスデューサ2は先端部1a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。

50

【0018】

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で構成されているが、例えば図2に示したように、超音波振動子Tを32個配列したものとす。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。

10

【0019】

しかしながら、超音波振動子Tからの配線は挿入部1の内部を通過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。個別電極Sは、通常、同軸ケーブルから構成され、またこれらのケーブルはシールドされなければならないことから、挿入部1の内部における超音波トランスデューサ2からの配線ケーブルの占有率が高くなる。

【0020】

そこで、本発明では、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。

20

【0021】

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を有する構成としているが、これら超音波振動子Tには、それぞれ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が与えられている。これに対して、共通電極Dは、第1の単位ユニットを構成する超音波振動子T1, T2に接続した第1の単位ユニットにおける前群共通電極D1とし、超音波振動子T3～T16までの共通電極を第1の単位ユニットにおける後群共通電極D2とする。また、第2の単位ユニットである超音波振動子T17, T18は第2の単位ユ 30
ニットにおける前群共通電極D3、超音波振動子T19～T32を第2の単位ユニットにおける後群共通電極D4とする。

【0022】

ここで、図3に超音波トランスデューサ2の構成を示す。超音波トランスデューサ2は、超音波振動子Tを有するが、超音波振動子Tは32個配列されているが、この32個からなる超音波振動子Tの配列方向は、図3の紙面と直交する方向となっている。また、超音波振動子Tの一側面には音響整合層M及び音響レンズLが積層されており、反対面側にはバックグ材Bが積層された多重積層構造となっている。超音波振動子Tは32個に分割されているが、音響整合層M、音響レンズL及びバックグ材Bは全ての超音波振動子T1～T32に共通のものとなっている。

40

【0023】

また、図4に超音波トランスデューサ2に装着されるフレキシブル基板6の一つの構成例を示す。この図から明らかなように、フレキシブル基板6には各個別電極Sに接続される配線パターンが示されている。そして、この配線パターンには接点C1～C16が設けられ、個別電極S1とS17, S2とS18, S3とS19, S4とS20というように、個別電極用配線7のパターンが形成されている。これによって、接点C1～C16には、個別電極S1～S16と個別電極S17～S32とからの配線が順次短絡状態にして接続されている。フレキシブル基板6は中間部が接点形成部6aで、その両端部の所定の幅分が超音波トランスデューサ2への接続部6b, 6cとなっている。そして、このフレキシブル基板6は、図3に示したように折り曲げて、超音波トランスデューサ2のバックン 50

グ材 B を圍繞するように装着されており、接続部 6 b は各超音波振動子 T 1 ~ T 1 6 の各個別電極 S 1 ~ S 1 6 に電氣的に接続され、また接続部 6 c も各超音波振動子 T 1 7 ~ T 3 2 の個別電極 S 1 7 ~ S 3 2 に電氣的に接続されるようにして貼り付けられる。また、接点形成部 6 a はバッキング材 B の側面から裏面側に回り込んでおり、接点 C 1 ~ C 1 6 はバッキング材 B と反対側に露出している。従って、図 3 から明らかなように、超音波トランスデューサ 2 の裏面側において、これら各接点 C 1 ~ C 1 6 のそれぞれに個別電極用ケーブル 8 の芯線 8 a が接続されている。

【 0 0 2 4 】

フレキシブル基板 6 の配線パターンを前述した構成となし、もって個別電極用ケーブル 8 を導電線 7 の本数に対して半分の本数、つまり 1 6 本としている。従って、2 本の導電線 7 が 1 本の個別電極用ケーブル 8 に接続されており、これら配線 7 と個別電極用ケーブル 8 とのペアリングは、個別電極 S 1 と T 1 7 , T 2 と T 1 8 , T 3 と T 1 9 の順となっており、これによって超音波振動子 T 1 ~ T 1 6 を第 1 の単位ユニットとし、また超音波振動子 T 1 7 ~ T 3 2 を第 2 の単位ユニットとして、これら第 1 , 第 2 の単位ユニットを構成する同順位の超音波振動子における個別電極がペアリングされることになる。

10

【 0 0 2 5 】

一方、共通電極 D 1 ~ D 4 については、フレキシブル基板 6 に接続するか、またはフレキシブル基板 6 とは独立の共通電極用配線 9 に接続するように構成する。そして、挿入部 1 内においては、これらの共通電極用配線 9 をそれぞれ独立したケーブルとして延在させることができる。ただし、図 5 に示したように、個別電極用ケーブル 8 を同軸ケーブルで構成されている場合には、その芯線 8 a がそれぞれ 2 本の配線 7 と接続されているが、絶縁層 8 b を介して、被覆部 8 c との間に設けられる編組線 8 d を共通電極 D 1 ~ D 4 の伝送路として利用することができる。この場合には、各個別電極用ケーブル 8 のうち、4 本の同軸ケーブルの編組線 8 d に共通電極 D 1 ~ D 4 からの共通電極用配線 9 を接続するように構成することもできる。そして、この場合、残りの 2 8 本の個別電極用ケーブル 8 は 4 組に分けて、それぞれの編組線 8 d 同士を導通させるように構成することができる。具体的には、図 2 において、上部側における 1 番目と 2 番目との 2 本の個別電極用ケーブル 8 のいずれかの編組線 8 d を共通電極 D 1 と接続すると共に、両個別電極用ケーブル 8 の編組線 8 d 間を導通させ、また 3 番目から 8 番目のいずれかの個別電極用ケーブル 8 の編組線 8 d を共通電極 D 2 に接続すると共に、これら各個別電極用ケーブル 8 の編組線 8 d 同士を導通させる。また、9 番目と 1 0 番目の個別電極用ケーブル 8 のいずれかの編組線 8 d を共通電極 D 3 に接続し、かつそれらの編組線 8 d 同士を導通させ、さらに 1 1 番目から 1 6 番目の個別電極用ケーブル 8 のいずれかの編組線 8 d を共通電極 D 4 に接続すると共に、各編組線 8 d 同士を導通させるように構成する。

20

30

【 0 0 2 6 】

さらに、前述した 1 6 本の個別電極用ケーブル 8 を (共通電極用配線 9 を独立に設けている場合は、それら 4 本の共通電極用配線 9 と共に) は、挿入部 1 の内部から、この挿入部 1 に接続した図示しないコードに延在され、超音波観測装置 1 0 に着脱可能に接続されるコネクタ 1 b に接続されている。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示されているように、超音波観測装置 1 0 は送受信回路 1 1 を備えており、この送受信回路 1 1 には送信側と受信側とに切り換える切換器 1 2 を備えており、また送信側には遅延回路 1 3 が接続されている。この遅延回路 1 3 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 6 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。

40

【 0 0 2 8 】

50

一方、共通電極 D 1 ~ D 4 からの配線 9 は、それぞれスイッチング素子 1 4 が接続されており、スイッチング素子 1 4 が ON 状態であり、かつ個別電極用ケーブル 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。一方、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 1 4 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。

【 0 0 2 9 】

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。

10

【 0 0 3 0 】

まず、3 2 個からなる超音波振動子のうち、最初に超音波振動子 T 1 ~ T 3 を作動させる。このために、第 1 の単位ユニットを構成する前群共通電極 D 1 と、後群共通電極 D 2 とのそれぞれに接続されている共通電極用配線 9 に設けたスイッチング素子 1 4 を ON の状態とし、第 2 の単位ユニットを構成する前群共通電極 D 3 及び後群共通電極 D 4 への配線 9 は OFF の状態とする。そして、個別電極 S 1 ~ S 3 から駆動信号を超音波振動子 T 1 ~ T 3 に印加する。これによって、超音波振動子 T 1 ~ T 3 から超音波が送信される。ただし、これら超音波振動子 T 1 ~ T 3 の個別電極 S 1 ~ S 3 に接続した個別電極用ケーブル 8 は、個別電極 S 1 7 ~ S 1 9 にも接続されているが、前群共通電極 D 3 及び後群共通電極 D 4 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 T 1 7 ~ T 1 9 から超音波が送信されることはない。

20

【 0 0 3 1 】

超音波振動子 T 1 ~ T 3 の送受信が終了すると、超音波振動子 T 2 ~ T 4、超音波振動子 T 3 ~ T 5 の順に送受信が行なわれる。そして、超音波振動子 T 1 4 ~ T 1 6 の送受信が終了すると、第 1 の単位ユニットにおける前群共通電極 D 1 からの共通電極用配線 9 のスイッチング素子 1 4 を OFF の状態に、また後群共通電極 D 2 からの共通電極用配線 9 のスイッチング素子 1 4 を ON の状態に保ち、かつ第 2 の単位ユニットにおける前群共通電極 D 3 を ON の状態とし、後群共通電極 D 4 は OFF の状態に保つ。この状態で、個別電極 S 1 5 ~ S 1 7 に駆動信号を伝送することにより、超音波振動子 T 1 5 ~ T 1 7 が駆動される。つまり、第 1 の単位ユニットから第 2 の単位ユニットへの移行時には、第 1 の単位ユニットにおける後群共通電極 D 2 と第 2 の単位ユニットにおける前群共通電極 D 3 とを ON の状態とする。従って、個別電極 S 1 5 は個別電極 S 3 1 と、個別電極 S 1 6 は個別電極 S 3 2 と、また個別電極 S 1 7 は個別電極 S 1 と短絡しているが、超音波振動子 T 1, T 3 1 及び T 3 2 における共通電極 D 1, D 4 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 T 1 6 ~ T 1 8 を駆動する場合も同様である。その後、第 2 の単位ユニットを構成する超音波振動子 T 1 6 ~ T 1 8 を駆動する際は、第 2 の単位ユニットを構成する前群共通電極 D 3 及び後群共通電極 D 4 からの共通電極用配線 9 におけるスイッチング素子 1 4 を ON の状態に、また第 1 の単位ユニットにおける前群共通電極 D 1 及び後群共通電極 D 2 を OFF の状態とすることによって、超音波振動子 T 1 6 ~ T 1 8 以外の超音波振動子が駆動されることはない。

30

40

【 0 0 3 2 】

以上のように、超音波トランスデューサ 2 として、3 2 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個別電極用ケーブル 8 の数をその半分の 1 6 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ようになる。また、共通電極 D を 4 つに分割した結果、これらの共通電極 D に接続される共通電極用配線 9 の本数は従来技術のものより 3 本増えることになるが、それでも挿入部 1 の内部に挿通されるケーブルの総数を著しく少なくすることができる。また、共通電極 D 側の配線として個別電極用ケーブル 8 の編組線 8 d を利用する構成とすれば、1 6 本のケーブルを設けるだけとなる。そして、これら 1 6 本のケーブルを纏めて一本化したコードとす

50

ることにより嵩張らないようにし、このコードをシールドして挿入部 1 内に挿入される。

【0033】

なお、前述した構成において、連続する 3 個の超音波振動子を同時に作動させるようにしたが、例えば 2 個の超音波振動子を同時に作動させる場合にも適用でき、またこの場合には第 1, 第 2 の単位ユニットを構成する前群共通電極は 1 個の超音波振動子に装着されるものとすることもできる。このように、各単位ユニットを構成する複数の超音波振動子における前群及び後群の各共通電極は、同時に作動する超音波振動子の数より 1 少ない数以上の超音波振動子、例えば 5 個の超音波振動子を同時に作動させる構成とした場合には、4 個以上の超音波振動子の共通電極とする必要があるが、この条件を満たしている限り、任意の個数の各共通電極とすることができる。従って、図 7 に示したように、第 1, 第 2 の単位ユニットを構成する各々 16 個の超音波振動子のうち、前群及び後群の各共通電極は 8 個の超音波振動子の共通電極とする構成とすれば、単一の超音波振動子を順次駆動する場合から、所望の数の超音波振動子を同時に作動させる場合までに対処することができる。さらに、超音波振動子の単位ユニットの数は 3 以上としても良い。そして、この場合には、個別電極用ケーブル 8 には単位ユニットの数に相当する個別電極を接続するように構成する。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図 1】本発明の実施の形態としての超音波内視鏡を構成す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。

【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】フレキシブル基板を装着した超音波トランスデューサの側面図である。

【図 4】フレキシブル基板の構成説明図である。

【図 5】個別電極と個別電極用ケーブルの接続構造を示す説明図である。

【図 6】遅延回路による遅延の一例を示すタイミングチャート図である。

【図 7】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のブロック構成図である。

【符号の説明】

【0035】

- 1 挿入部
- 2, 21, 22 超音波トランスデューサ
- 7 個別電極用配線
- 8 個別電極用ケーブル
- 9 共通電極用配線
- 20 超音波内視鏡
- T, T1 ~ T32 超音波振動子
- S, S1 ~ S32 個別電極
- D 共通電極
- D1, D3 前群共通電極
- D2, D4 後群共通電極

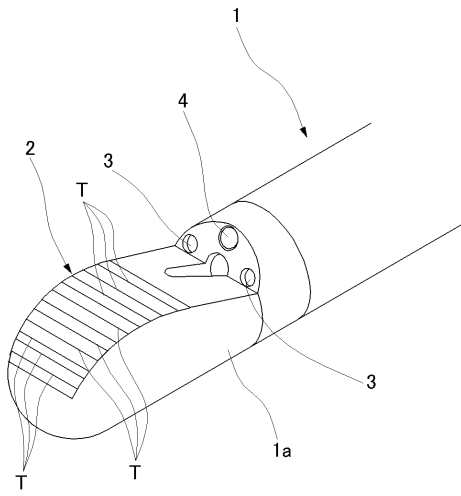
10

20

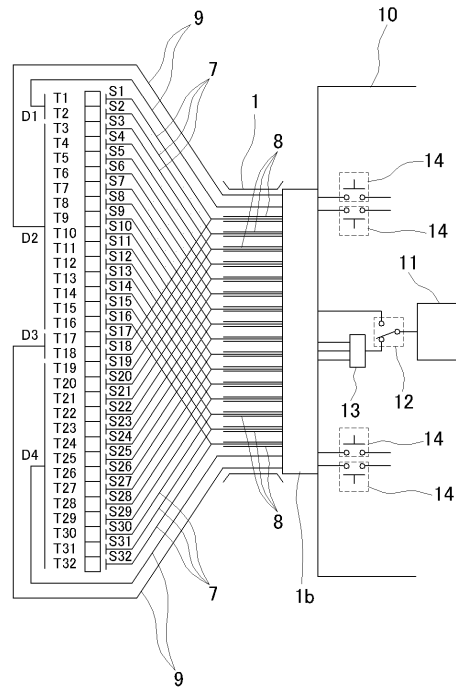
30

40

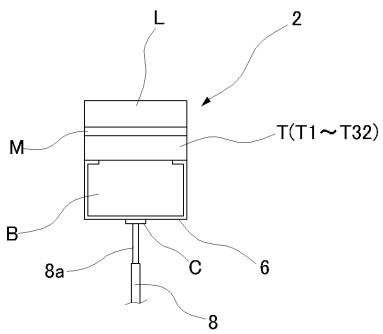
【 図 1 】



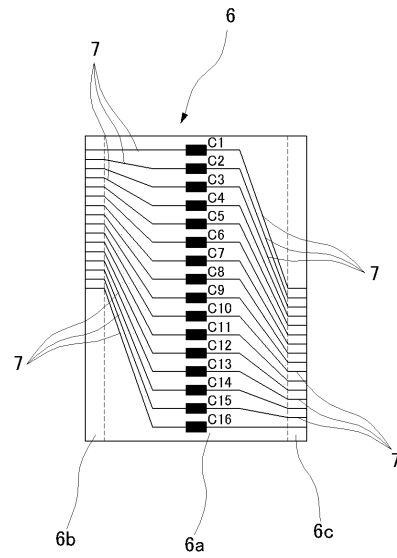
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



专利名称(译)	电子扫描超声波检测装置		
公开(公告)号	JP2005211096A	公开(公告)日	2005-08-11
申请号	JP2004017849	申请日	2004-01-27
[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	G01N29/24 A61B8/00 A61B8/12 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 G01N29/24.502 H04R17/00.330.H H04R17/00.332.B A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/EA12 2G047/GA02 2G047/GB02 2G047/GB21 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GD12 4C601/HH01 4C601/JB10 5D019/BB18 5D019/BB25 5D019/BB28 5D019/FF04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少构成超声换能器的每个超声换能器的导线数量，使超声换能器紧凑，并使电缆的直径变细。 解决方案：第一个超声换能器至第16个超声换能器用作第一单元，第17个超声换能器至第32个超声换能器用作第二单元。 分别是第一个和17个，第2个和第18个以及第3个和第19个超声换能器。 构成单个电极的具有相同顺序的超声换能器的导线短路并统一，连接到各个电极的导线数减半，换成超声换能器数。 对于第一单元单元和第二单元单元，前两个超声换能器是前组公共电极，其余是后组公共电极。 [选择图]图2

