

(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2006-25805

(P2006-25805A)

(43) 公開日 平成18年2月2日(2006.2.2)

(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 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-204068 (P2004-204068)

(22) 出願日 平成16年7月12日 (2004.7.12)

(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) 4C601 BB03 BB06 EE01 EE05 EE12

EE13 EE20 FE02 FF05 GB09

GB19 GB20 GB21 GD12

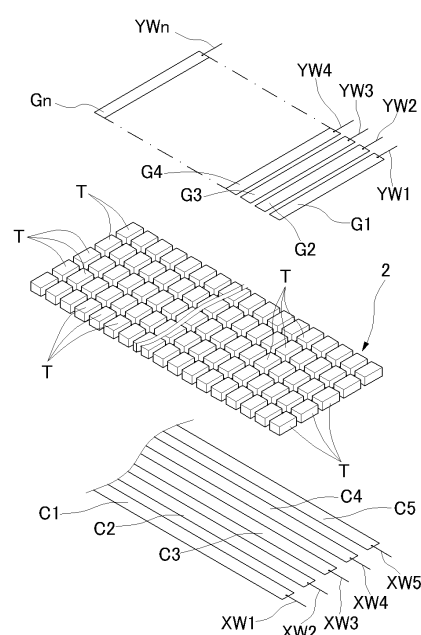
(54) 【発明の名称】 超音波検査装置

(57) 【要約】

【課題】 従来から用いられているライン状に配列した超音波振動子を有する超音波検査装置に対して、僅かに数本程度のケーブルを増加させるだけで、実質的に2次元超音波振動子アレイを構成する。

【解決手段】 2次元超音波振動子アレイ2は主走査方向に5列、副走査方向にはn個の超音波振動子Tが配列され、主走査方向の各列につき電極C1～C5が、また副走査方向には5個の超音波振動子Tからなるn群の超音波振動子Tが配列され、かつそれらには電極G1～Gnが接続されており、これら電極C1～C5及びG1～Gnはそれぞれ配線XW1～XW5及びYW1～YWnが接続されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部の先端部分に所定数の超音波振動子を配列した超音波振動子アレイを装着し、この超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子を個別的に、または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ことにより超音波電子走査を行なう超音波検査装置において、

前記超音波振動子アレイは、順次駆動される所定数の超音波振動子の列を構成する主走査方向配列と、この主走査方向の配列と直交する方向に所定間隔毎に独立した超音波振動子となるように分割して複数の超音波振動子の群を構成する副走査方向配列とからなる 2 次元超音波振動子アレイを構成し、

前記 2 次元超音波振動子アレイの一方の面には、同一の超音波振動子列となる各超音波振動子に共通となる複数の主走査方向電極と、他方の面に同一群を構成する各超音波振動子に共通となる複数の副走査方向電極とが接続されており、

前記挿入部内には、前記各主走査方向電極と接続した配線と、前記各副走査方向電極と接続した配線とを挿通させる構成としたことを特徴とする超音波検査装置。

【請求項 2】

前記各主走査方向電極に接続した配線には第 1 の走査切換部が接続され、また前記各副走査方向電極と接続した配線は第 2 の走査切換部に接続され、これら主走査方向電極または前記各副走査方向電極のうち、少なくとも 1 方には、いずれか 1 つまたは複数の、個別的または同時若しくは所定の時間遅れをもって通電可能な構成としたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波検査装置。

【請求項 3】

前記挿入部の先端部には前記 2 次元超音波振動子アレイと共に内視鏡観察手段が装着されて、超音波内視鏡を構成するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば超音波内視鏡等、被験者の体内等に挿入される挿入部の先端に設けられて、体内組織の状態等を検査する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電子走査式に駆動される超音波検査装置に関するものである。

【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。

【0003】

電子走査式の超音波検査装置は、所定の方向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。ここで、各超音波振動子の配列方向としては、直線状とするか、または円弧状に配列するかというように、一列構成とするのが一般的であり、また超音波振動子を円形に配列するように構成したものも従来から知られている。さらに、超音波振動子を X 軸方向及び Y 軸方向の 2 次元的に配列したものが、例えば特許文献 1 において提案されている。

【0004】

10

20

30

40

50

このように、超音波振動子をX Y直交2軸上に配列すると、超音波の送受信方向をZ軸とする3次元超音波画像情報を取得することができるようになる。従って、病変部の位置や広がり、さらには大きさ等を正確に把握できるようになり、超音波検査の精度は極めて高くなる等の利点がある。

【特許文献1】特開平7 - 203592号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、2次元超音波振動子アレイ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、配線を束ねたケーブルが太径化することになる。超音波検査を体表10
皮から行なう場合はともかく、挿入部の先端に超音波振動子アレイを設けて、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、このケーブルが挿通される挿入部が太くなって、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。特に、超音波検査手段と内視鏡観察手段とを組み込んだ超音波内視鏡として構成する場合には、挿入部内には、前述した超音波振動子に接続した多数のケーブルに加えて、内視鏡観察手段を構成するライトガイドや信号ケーブル、処置具挿通チャンネル等の部材も挿通させる必要があることから、挿入部の外径は極端に大きくなり、実質的に体腔内に挿入不能な大きさになってしまう。

【0006】

以上の点から、従来技術においては、2次元超音波振動子アレイを設ければ超音波検査の精度が向上するという点が認識されているにも拘わらず、挿入部に組み込んで被験者の体腔内等に挿入されるタイプの超音波検査装置、特に超音波内視鏡においては、現在のところ超音波振動子をライン状に配列したものしか実用化されていない。

【0007】

本発明は以上の点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、従来から用いられているライン状に配列した超音波振動子を有する超音波検査装置に対して、僅かに数本のケーブルを増加させるだけで、実質的に2次元超音波振動子アレイを構成することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

従って、本発明の特徴としては、挿入部の先端部分に所定数の超音波振動子を配列した超音波振動子アレイを装着し、この超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子を個別的に、または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ことにより超音波電子走査を行なう超音波検査装置であって、前記超音波振動子アレイは、順次駆動される所定数の超音波振動子の列を構成する主走査方向配列と、この主走査方向の配列と直交する方向に所定間隔毎に独立した超音波振動子となるように分割して複数の超音波振動子の群を構成する副走査方向配列とからなる2次元超音波振動子アレイを構成し、前記2次元超音波振動子アレイの一方の面には、同一の超音波振動子列となる各超音波振動子に共通となる複数の主走査方向電極と、他方の面に同一群を構成する各超音波振動子10
に共通となる複数の副走査方向電極とが接続されており、前記挿入部内には、前記各主走査方向電極と接続した配線と、前記各副走査方向電極と接続した配線とを挿通させる構成としたことをその特徴とするものである。

【0009】

ここで、主走査方向とは超音波振動子アレイを作動させることにより得た超音波画像における超音波振動子の走査方向であって、副走査方向に設けた超音波振動子群を構成する超音波振動子の配置間隔毎の超音波画像を取得できる。従って、この超音波検査装置では、それぞれ位置を違えて副走査方向に設けた超音波振動子の数の概略2倍に相当する枚数分の超音波画像が取得可能となる。また、副走査方向に設けた超音波振動子群の全てを同時にまたは所定の時間遅れをもって作動させるようにすれば、1枚の超音波画像が得られ10
50

る。さらに、この副走査方向において、同時に或いは時間差を持たせて複数の超音波振動子を作動させることにより取得される超音波画像の数が増加する。

【0010】

各々の主走査方向電極と各副走査方向の電極とからそれぞれ配線が引き出されるが、副走査方向における配線の本数は、同数の超音波振動子をライン状に配列した場合の配線の本数と同一となる。一方、主走査方向電極からの配線は超音波振動子の列数と同じ数となる。従って、ライン状に配列した場合より多くなるが、副走査方向については共通となっているので、列の数に応じた本数分だけ配線が増えるだけである。そして、電子走査を行なうことから、例えば主走査方向電極のいずれか1つまたは複数に、個別的または同時若しくは所定の時間遅れをもって通電可能なスキャンコントローラが接続される。これによって、電子フォーカスをかけたり、また超音波パルスの送受信方向の制御を行なったりすることができる。

【0011】

挿入部の先端部を先端硬質部となし、この先端硬質部に超音波検査装置が設けられるが、またこの超音波検査装置に加えて内視鏡観察手段を先端硬質部に装着することによって超音波内視鏡を構成することができる。このように超音波内視鏡として構成する場合に、超音波振動子アレイと内視鏡観察手段との配置関係としては、先端硬質部の先端側に超音波振動子アレイを配置し、少なくとも照明部及び観察部からなる内視鏡観察手段をそれより基端側に配置するか、若しくは超音波振動子アレイを基端側に、内視鏡観察手段を先端側に配置することができる。また、超音波振動子アレイを構成する超音波振動子は挿入部の軸線方向に向けて配列することができ、また軸回りに配列することもできる。挿入部の軸線方向に配列する場合において、先端硬質部に平面または円弧面を形成して、この面に超音波振動子を配列することにより2次元超音波振動子アレイを構成することができる。この場合には、挿入部を細径化するために、超音波振動子列の本数が限定されるが、列の長さ方向にある程度の自由度を持たせることができる。そして、先端硬質部には、例えば超音波振動子アレイの装着部より基端側に傾斜面を形成し、この傾斜面に内視鏡観察手段を設けるように構成することができる。この場合には、内視鏡観察手段の視野は斜め前方となり、所謂斜視内視鏡となる。また、先端硬質部の外周面を利用して超音波振動子アレイの装着部とすることもできる。この場合には、超音波振動子列は円周方向において、全周または一部分を除いた扇形に配列する。そして、内視鏡観察手段は先端硬質部の先端面まで延在させることができ、その視野は前方に向けた直視内視鏡として構成できる。

【発明の効果】

【0012】

本発明は、以上のように構成することによって、2次元的に超音波振動子を配列しているにも拘わらず、それらに接続される配線の本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】

【0013】

以下、図面に基づいて、本発明の実施の形態を説明する。本実施の形態においては、超音波検査装置としては超音波内視鏡として構成しており、この超音波内視鏡の挿入部の先端部分を図1に示す。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、また体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。

【0014】

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2次元超音波振動子アレイ2が装着され、またこの2次元超音波振動子アレイ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、2次元超音波振動子アレイ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、図示したように、処置具として、例えば穿刺処置具5を導出させるための処置具導出口6が開口している。

【0015】

10

20

30

40

50

２次元超音波振動子アレイ２は先端部１aにおいて、基端側から先端側に向けて所定の幅をもっ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、図示したものでは、２次元超音波振動子アレイ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、２次元超音波振動子アレイを構成する各超音波振動子の配列方向は、これに限定されるものではない。

【００１６】

前述したように、２次元超音波振動子アレイ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。この超音波振動子Ｔの配列の一例を図２に示す。なお、実際には湾曲形状となるように配列されるが、図面を簡略化するために、図２では平面状に配列されている。この図において、Ｘ，Ｙ直交２軸を設定したときに、湾曲方向における超音波振動子Ｔの並び方向が主走査方向配列（Ｙ軸を構成する）であり、それと直交する方向の配列が副走査方向配列（Ｘ軸を構成する）である。従って、図２においては、主走査方向にｎ個の超音波振動子Ｔが配列されて、ｎ個からなる超音波振動子列が形成される。ここで、超音波振動子列は、例えば数十個乃至百個以上の超音波振動子Ｔから構成される。一方、各列における同じ位置には、副走査方向には５個からなる超音波振動子群が形成される。ただし、これら超音波振動子Ｔの配列数は図示したものに限定されないことは言うまでもない。

【００１７】

ここで、２次元超音波振動子アレイ２を構成する各超音波振動子Ｔには、それぞれ一対からなる電極が表面側、つまり超音波の送受信面側と、その反対側の面とに接続されるが、これらの電極の接続機構を図３に示す。図中において、Ｃ１～Ｃ５は主走査方向に配列した超音波振動子Ｔに接続した電極であり、またＧ１～Ｇｎは副走査方向に配列した超音波振動子Ｔに接続した電極である。つまり、主走査方向においては、超音波振動子Ｔは５列配列されているが、Ｃ１～Ｃ５はこれら各列を構成するｎ個の超音波振動子Ｔにおける主走査方向の列に対しては全てに共通の電極であり、副走査方向から見れば、それぞれ５つの個別電極である。また、Ｇ１～Ｇｎは同一の列における５個の超音波振動子Ｔに対しては共通ではあるが、主走査方向から見れば、それぞれ個別電極である。そして、これら電極Ｃ１～Ｃ５及びＧ１～Ｇｎはそれぞれ薄い導電部材で形成される。

【００１８】

２次元超音波振動子アレイ２を構成する全ての超音波振動子Ｔは同じ形状のものであり、接着等の手段で相互に固着されている。そして、副走査方向に複数個並べた超音波振動子Ｔの表面側に電極Ｇ１～Ｇｎが導電性接着剤等を用いて接続され、また裏面側には電極Ｃ１～Ｃ５が同様に導電性接着剤等を介して接続される。さらに、図４に示したように、これら多数の超音波振動子Ｔと電極Ｃ１～Ｃ５及びＧ１～Ｇｎとを組み付けた後に、超音波送受信側の表面には音響整合層１０が装着され、また裏面側にはバッキング材１１が装着される。これら音響整合層１０及びバッキング材１１は全ての超音波振動子Ｔに共通のものであり、分割されていない。

【００１９】

以上のようにして組み立てられた２次元超音波振動子アレイ２には、各電極Ｃ１～Ｃ５に対してそれぞれ配線ＸＷ１～ＸＷ５が引き出されており、また各電極Ｇ１～Ｇｎからはそれぞれ配線ＹＷ１～ＹＷｎが引き出されている。具体的には、各電極の端部を超音波振動子Ｔから部分的に張り出して、この張り出し部分をバッキング材１１の端面に沿うようにして折り曲げるようになし、これら折り曲げた部位に配線を接続することができる。そして、これらの配線ＸＷ１～ＸＷ５及びＹＷ１～ＹＷｎは、挿入部１から図示しない操作部及びユニバーサルコード内に引き出され、このユニバーサルコードの先端に設けたコネクタに接続されている。従って、このコネクタは超音波観測装置に着脱可能に接続されるようになっている。

【００２０】

ここで、従来から用いられているライン状に配列した電子走査式の２次元超音波振動子

10

20

30

40

50

アレイと前述した本発明の２次元超音波振動子アレイとを比較すると、主走査方向における超音波振動子Ｔの数と同じであるとすれば、従来技術の２次元超音波振動子アレイからの配線の数と、本発明の２次元超音波振動子アレイからの配線の数とを比較すると、配線ＹＷ１～ＹＷｎの数が同数であり、従来技術では１本である副走査方向の電極は本発明においては５本となっている。従って、両者を比較すると、本発明の方が全体としての配線の数が４本増えるだけとなり、ケーブルはさほど太径化することがなく、挿入部１を格別太径化することなく、その内部に十分収容できることになる。しかも、電極からの配線の引き出しは２次元超音波振動子アレイ２における端部側から行なうことから、この配線の接続も容易になる。

【００２１】

次に、図５に２次元超音波振動子アレイ２の駆動制御装置の要部構成を示す。この駆動制御装置２０は超音波観測装置側に設けられており、超音波内視鏡側におけるユニバーサルコードの先端に設けたコネクタがこの駆動制御装置２０に着脱可能に接続されることになる。駆動制御装置２０は走査位置設定部２１と、スキャンコントローラ２２とを備え、これら走査位置設定部２１及びスキャンコントローラ２２は制御部２３により作動制御が行なわれる。そして、ユニバーサルコードの先端に設けたコネクタが超音波観測装置に接続されると、配線ＸＷ１～ＸＷ５は走査位置設定部２１に、また配線ＹＷ１～ＹＷｎはスキャンコントローラ２２に設けたそれぞれの端子Ｔａ１～Ｔａ５及びＴｂ１～Ｔｂｎに接続される。従って、スキャンコントローラ２２が第１の走査切換部を構成し、また走査位置設定部２１が第２の走査切換部を構成する。

【００２２】

走査位置設定部２１には５個のスイッチ２５が設けられ、これら各スイッチ２５は個別的にまたは同時にＯＮしてアース電位（または所定の電位）に保つことができるようになっている。一方、スキャンコントローラ２２は送受信回路２６に接続されており、このスキャンコントローラ２２によって、それぞれ端子Ｔｂ１～Ｔｂｎに接続した配線ＹＷ１～ＹＷｎを介して各超音波振動子Ｔに駆動信号が入力され、また各超音波振動子Ｔにより受信した反射エコー信号が送受信回路２６に伝送される。ここで、配線ＹＷ１～ＹＷｎに接続した各超音波振動子Ｔは個別的に作動させることができるのは当然のこととして、２個以上の超音波振動子Ｔを同時にまたは所定の時間遅れをもって駆動するように設定することもできる。このように複数の超音波振動子Ｔが時間遅れをもって駆動されることによって、電子フォーカスをかけたり、また超音波ビームの送受信方向を制御したりすることができる。

【００２３】

超音波内視鏡を以上のように構成することによって、図６に示したように、実質的に３次元超音波走査が可能となる。ここで、図２において、左側から順に第１，第２，第３，第４，第５の主走査方向の超音波振動子列とし、また下から順に第１，第２，第３，・・・，第ｎの副走査方向の超音波振動子群とする。そして、走査位置設定部２１を構成するスイッチ２５のうち、第１の主走査方向超音波振動子列を構成する電極Ｃ１からの配線ＸＷ１に接続したスイッチ２５をＯＮ状態として、この配線ＸＷ１のみをアース電位に保ち、第２の主方向配列を構成する電極Ｃ２～Ｃ５をアース電位と遮断させた状態とする。従って、スキャンコントローラ２２をスイッチングさせると、主走査方向における第１列目の超音波振動子列を構成する１～ｎ番目の超音波振動子Ｔが順次駆動されて、この第１列目の主走査面における超音波画像が得られることになる。

【００２４】

即ち、スキャンコントローラ２２によって５個からなる第１群の超音波振動子Ｔに駆動信号が与えられても、電極Ｃ２～Ｃ５はスイッチ２５がＯＦＦの状態に保持されているので、電極Ｇ１が接続されている５群の超音波振動子Ｔのうち、それぞれＯＮの状態となっている主走査方向の電極Ｃ１と副走査方向における電極Ｇ１との交差部のみである。従って、第１列目の主走査方向における第１群を構成する超音波振動子Ｔだけが作動可能な状態となる。この時に、まずこの超音波振動子Ｔに駆動パルスが送信されることになり、１

10

20

30

40

50

個の超音波振動子Tのみから超音波パルスが体内に向けて送信される。そして、超音波パルスが送信された後に受信モードとなるので、体内からの反射エコーが当該超音波振動子Tにより受信され、この超音波受信信号は受信回路28から信号処理回路に伝送されて、所定の信号処理を行なった上で、メモリに記録される。

【0025】

この左端の超音波振動子Tによる超音波の送受信が終了すると、これと同一の主走査列における第2番目の群を構成する超音波振動子Tが作動状態となるように走査用スイッチ群29のスイッチが切り換わって、主走査方向における第1列目の超音波振動子列であって、2番目の超音波振動子Tが駆動されて、前述と同様に反射エコー信号を取得する。この動作が繰り返されることによって、第1列目の主走査方向における1～n番目までの超音波振動子Tが順次駆動されて、この走査面に沿った超音波画像が取得される。

【0026】

このように、第1列目の主走査方向の超音波走査が終了すると、走査位置設定部21におけるスイッチ25において、配線XW1がOFFの状態に復帰して、第2列目の超音波走査を行なうべく、配線XW2に接続した電極C2がONし、他はOFFの状態とする。これによって、第2列目の主走査方向の列における1～n番目までの超音波振動子Tが順次駆動されて、この走査面に沿った超音波画像が取得される。さらに、同様にして、第3列目、第4列目、第5列目の順に5枚の超音波画像が取得される。なお、走査位置設定部21を構成するスイッチ25のうち、第1,第2の主走査方向配列を構成する配線XW1, XW2に接続したスイッチ25により電極C1, C2を同時にON状態として前述と同様のスキャンコントローラ22を駆動すると、第1列目と第2列目との境界部を超音波の走査面とすることができる。従って、第2列目と第3列目、第3列目と第4列目、第4列目と第5列目の順に同時駆動することによって、さらに副走査方向に位置を違えてさらに4枚の超音波画像が得られることになり、最大限9枚の超音波画像を取得することができる。

【0027】

このようにして、副走査方向をX軸、主走査方向をY軸及び超音波の送受信方向をZ軸とした体内組織情報に関する3次元的なデータが取得される。従って、これらのデータを3次元化処理すれば、体内組織のこの部分の立体像を取得できる。また、前述した5枚の超音波画像をモニタに順次切り換え表示することによっても、病変部を立体的に把握できることになる。そこで、これらの超音波画像から関心領域の位置を検出して、穿刺処置具5を用いて所定の処置を行ったり、また組織を採取したりすることができる。そして、この場合において、前述のようにして得た複数の超音波画像に基づいて、最適な穿刺位置となるように挿入部1の先端部1aの位置及び方向を制御することができる。

【0028】

ところで、前述した超音波走査時には、超音波振動子Tを個別的に作動させるようになっているが、個々の超音波振動子Tのサイズは小さいものである。このために、取得した反射エコー信号が極めて微弱なものとなり、また超音波の体内への進達度も浅くなる。そこで、送信される超音波のパワーを大きくして、より鮮明な超音波画像を取得しようとするには、副走査方向における5列全ての(若しくは中央の3列)の超音波振動子Tを同時に作動させる。このためには、走査位置設定部21における5個のスイッチ25を同時にONの状態として、スキャンコントローラ22を順次駆動状態としていくように制御すれば良い。

【0029】

ただし、副走査方向に並べた5個の超音波振動子Tを同時に作動させると、それぞれから送信された超音波パルスはほぼ平行に進行することになる。一般に、この方向における解像度を向上させるためには音響レンズが用いられるが、主走査方向において、相互に平行な個別の超音波画像を取得するために、音響レンズを用いることはできない。そこで、副走査方向に並べた5個の超音波振動子Tに遅延を持たせて駆動することにより電子フォーカスをかけるようにすることによって、副走査方向の解像度を向上させることができる

。また、例えば副走査方向に並んでいる３個の超音波振動子Ｔが遅延を持って駆動する制御することによっても電子フォーカスをかけることができる。さらに、遅延の順序及び時間差を適宜設定することによって、超音波ビームの方向を超音波振動子の並び方向と直角な方向ではなく、この方向に対して所定の角度をもって超音波を送信するように制御することもできる。なお、この電子フォーカス等については、従来から周知であるので、図示及び詳細な説明は省略する。

【００３０】

前述した発明の実施の形態においては、２次元超音波振動子アレイを主走査方向に向けて凸湾曲形状に配列する構成としたものとして説明したが、平面状に配列することもでき、また円筒形状に配列することもできる。即ち、図７に示したように、挿入部１００の先端部１００ａには、その先端面に内視鏡観察機構を装着して、その視野を前方とする。また、図２において平面的に示されている２次元超音波振動子アレイ２を、その主走査方向（Ｙ軸方向）が円周方向に向くようにして、全体として円筒状に形成して、先端部１００ａの周囲に配設する。これによって、２次元超音波振動子アレイ２による走査面は挿入部１００と直交する円形断面となり、かつ副走査方向に複数の走査面を得ることができる。この場合、挿入部１００には、その先端面に照明窓３及び観察窓４、さらには処置具導出口６が形成された、所謂直視内視鏡となる。

10

【図面の簡単な説明】

【００３１】

【図１】本発明の実施の形態としての超音波内視鏡において、その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。

20

【図２】本発明の実施の一形態を示す２次元超音波振動子アレイの構成を示す説明図である。

【図３】本実施の形態における２次元超音波振動子アレイを構成する超音波振動子と電極との接続状態の分解斜視図である。

【図４】本実施の形態における２次元超音波振動子アレイを副走査方向から見た側面図である。

【図５】本実施の形態における２次元超音波振動子アレイの駆動制御装置の構成説明図である。

【図６】本実施の形態における２次元超音波振動子アレイの走査態様を示す作動説明図である。

30

【図７】本発明による他の実施の形態を示す２次元超音波を組み込んだ超音波内視鏡の挿入部における先端部分の外観図である。

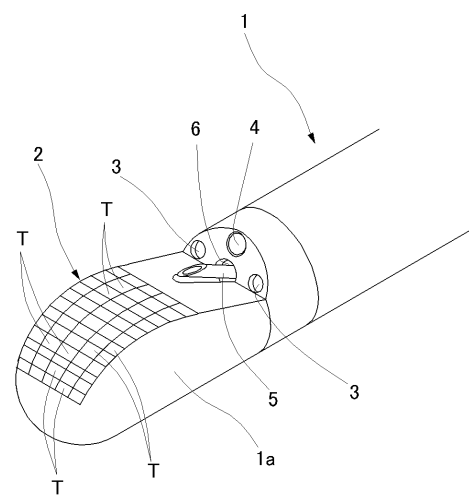
【符号の説明】

【００３２】

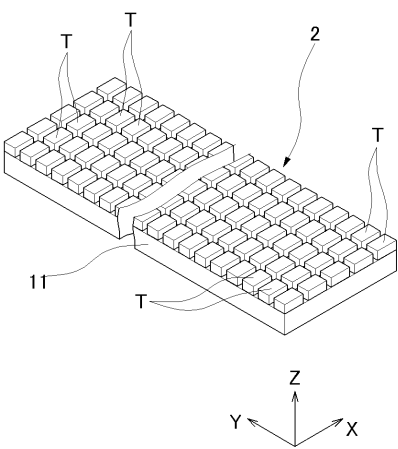
１，１００ 挿入部， １ａ，１００ａ 先端部
 ２ ２次元超音波振動子アレイ
 １０ 音響整合層 １１ パッキング材
 ２０ 駆動制御装置 ２１ 走査位置設定部
 ２２ スキャンコントローラ ２３ 制御部
 ２５ スイッチ ２６ 送受信回路
 Ｃ１～Ｃ５，Ｇ１～Ｇｎ 電極 Ｔ 超音波振動子
 ＸＷ１～ＸＷ５，ＹＷ１～ＹＷｎ 配線

40

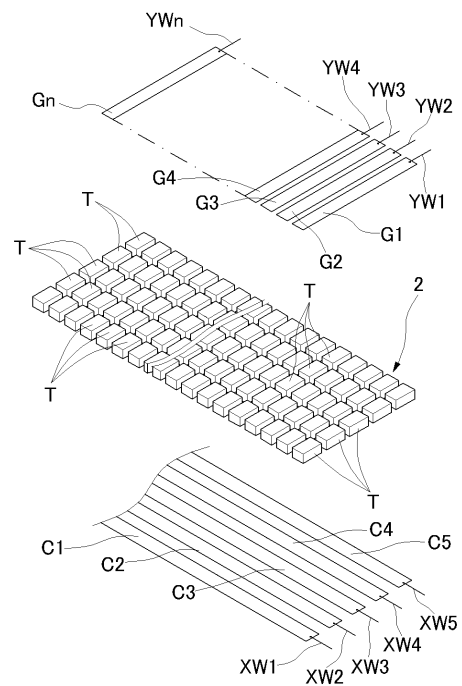
【 図 1 】



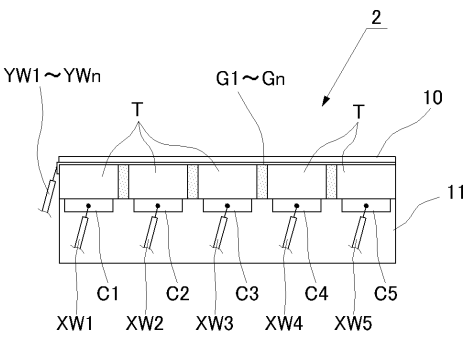
【 図 2 】



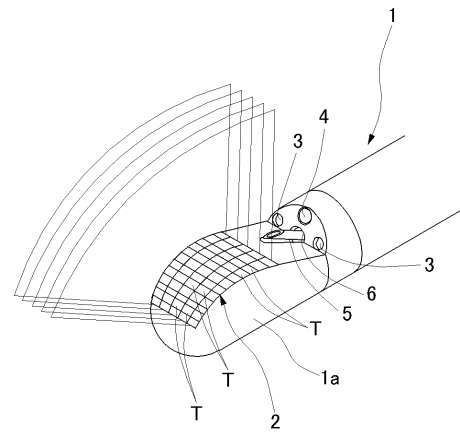
【 図 3 】



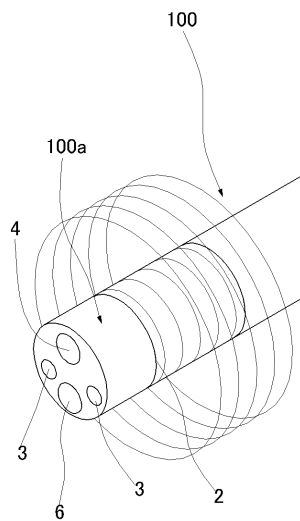
【 図 4 】



【 図 6 】



【圖 7】



专利名称(译)	超声波检测设备		
公开(公告)号	JP2006025805A	公开(公告)日	2006-02-02
申请号	JP2004204068	申请日	2004-07-12
[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	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE05 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE20 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GB09 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GD12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过简单地增加到通常使用的布置有排成一列的超声换能器的超声检查设备的电缆的数量，来实质上改善二维超声换能器。配置阵列。 解决方案：二维超声换能器阵列2具有在主扫描方向上布置的五个超声换能器T和在副扫描方向上布置的n个超声换能器T，并且在主扫描方向上为每行提供电极C1至C5。此外，在副扫描方向上，布置了由五个超声换能器T组成的n组超声换能器T，并且将电极G1至Gn连接至它们，并且这些电极C1至C5和G1至G1被连接到电极G1至Gn。布线XW1至XW5和YW1至YWn分别连接至Gn。 [选择图]图3

