

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部と、

前記挿入部の先端に設けられており、超音波を送受信する複数の圧電素子群を有する超音波振動子と、

前記挿入部の基端側に設けられており、外部装置に接続される複数のコネクタを有するコネクタ部と、

前記挿入部の基端側から挿通された処置具を前記超音波振動子の基端側に設けられている鉗子口から突出させる処置具チャンネルと、

前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線群の少なくとも 1 本が、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過しない領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線より短いケーブル部と、

を備えることを特徴とする超音波内視鏡。

【請求項 2】

前記コネクタは、前記外部装置に接続される基板と、前記基板と前記同軸線群とを接続する接続端子と、を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記コネクタは、複数の前記基板を有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される全ての同軸線が、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過しない領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線より短いことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波内視鏡。

【請求項 5】

前記ケーブル部は、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域までの最短距離が短い圧電素子群に接続される同軸線ほど短いことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記ケーブル部は、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域に超音波を送信する圧電素子群のうち、配列された前記複数の圧電素子群の中央に近い位置に配置されている圧電素子群に接続される同軸線ほど短いことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体内の特性を観測する技術として、被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられた超音波振動子群にて超音波を送受信する超音波内視鏡が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。超音波内視鏡は、超音波振動子から超音波を送信し、被検体内で反射された超音波エコーを超音波振動子により受信し、受信した信号に基づいて超音波観測装置が超音波画像を生成することで、観測対象の観測を行う。超音波観測装置には、コネクタを介して超音波内視鏡が接続される。この際、処置具チャンネルに処置具を挿入して処置を行う場合がある。また、超音波振動子群には、それぞれ同軸線が 1 本ずつ接続されており、一般的には同軸線の総数は 50 本以上となる。

【先行技術文献】**【特許文献】**

10

20

30

40

50

【0003】

【特許文献1】特開2001-104311号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、従来の超音波内視鏡では、超音波画像の画質を均一にすることが望ましい。そのためには、超音波振動子群の性能を均一にし、かつ同軸線群の長さを均一にすることが理想である。同軸線の長さに応じて信号の減衰量が変わるためである。しかしながら、同軸線群は、以降に示すように構造上の理由により長さを複数群に分けて変更することになる。

10

【0005】

まず、超音波内視鏡の挿入部は、構造上外径に制約があり、挿入部の内側の同軸線群を収納するスペースは数mm程度しかない。この数mmのスペースに同軸線群を挿通させるとともに、超音波観測装置との接続用のコネクタも挿通させないと、超音波内視鏡を組み立てることができない。接続用のコネクタに採用される小型コネクタは、断面の一辺が数mm程度であり、50本以上の同軸線群に対応するためには、複数個の小型コネクタが必要となる。また、挿入部の内側の数mmのスペースに複数個の小型コネクタを挿通させるには、小型コネクタを同軸線の長さ方向にずらして（例えば20mm）配置することとなり、同軸線群の長さも同様に接続される小型コネクタに応じて複数群に分けて変更することになる。そして、同軸線群の長さが変わると画質にも影響が出るため、観察に影響を及ぼさないように画像全体の画質の均一性を確保することが好ましい。そのため、従来、超音波振動子が有する圧電素子群と各圧電素子にそれぞれ接続される同軸線群の長さとの対応関係はランダムにされていた。しかしながら、処置具を用いて処置を行う場合には、超音波画像内の処置具が通る可能性が高い領域がより明瞭な画質で描出されることが好ましい。

20

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波画像内の処置具が通る可能性が高い領域をより明瞭な画質で描出することができる超音波内視鏡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】

30

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部の先端に設けられており、超音波を送受信する複数の圧電素子群を有する超音波振動子と、前記挿入部の基端側に設けられており、外部装置に接続される複数のコネクタを有するコネクタ部と、前記挿入部の基端側から挿通された処置具を前記超音波振動子の基端側に設けられている鉗子口から突出させる処置具チャンネルと、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線群の少なくとも1群が、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過しない領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線より短いケーブル部と、を備えることを特徴とする。

40

【0008】

また、本発明の一態様に係る超音波内視鏡は、前記コネクタは、前記外部装置に接続される基板と、前記基板と前記同軸線群とを接続する接続端子と、を有することを特徴とする。

【0009】

また、本発明の一態様に係る超音波内視鏡は、前記コネクタは、複数の前記基板を有することを特徴とする。

【0010】

また、本発明の一態様に係る超音波内視鏡は、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される全ての同軸線が、前

50

記鉗子口から突出した前記処置具が通過しない領域に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線より短いことを特徴とする。

【0011】

また、本発明の一態様に係る超音波内視鏡は、前記ケーブル部は、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域までの最短距離が短い圧電素子群に接続される同軸線ほど短いことを特徴とする。

【0012】

また、本発明の一態様に係る超音波内視鏡は、前記ケーブル部は、前記鉗子口から突出した前記処置具が通過する可能性が高い領域に超音波を送信する圧電素子群のうち、配列された前記複数の圧電素子群の中央に近い位置に配置されている圧電素子群に接続される同軸線ほど短いことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、超音波画像内の処置具が通る可能性が高い領域をより明瞭な画質で描出することができる超音波内視鏡を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡の構成を示す模式図である。

【図2】図2は、図1に示す超音波内視鏡における超音波振動子の部分拡大図である。

【図3】図3は、図2の内部構成を表す概略図である。

20

【図4】図4は、図1に示すコネクタ部の内部構成を表す概略図である。

【図5】図5は、図1に示す超音波内視鏡によって撮像された超音波画像の一例を表す図である。

【図6】図6は、実施の形態の変形例に係るコネクタ部の内部構成を表す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下に、図面を参照して本発明に係る超音波内視鏡の実施の形態を説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。本発明は、処置具を用いる超音波内視鏡一般に適用することができる。

【0016】

30

また、図面の記載において、同一又は対応する要素には適宜同一の符号を付している。また、図面は模式的なものであり、各要素の寸法の関係、各要素の比率などは、現実と異なる場合があることに留意する必要がある。図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

【0017】

(実施の形態)

図1は、本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡の構成を示す模式図である。超音波内視鏡1は、先端に撮像部が配設され、被検体内に挿入される挿入部2と、この挿入部2の基端側に連設された操作部3と、この操作部3の側部から延出するユニバーサルコード4と、ユニバーサルコード4に連設され、超音波内視鏡1を制御する観察装置及び超音波内視鏡1に照明光を供給するための光源装置等と接続されるコネクタ部5と、挿入部2の基端側から挿通された処置具を挿入部2の先端から突出させる処置具チャンネル6と、後述するケーブル部と、を備える。なお、本明細書において、図1に示すように、挿入部2を挿入する方向を「挿入方向」とし、操作部3からみて挿入部2側(図1の上方)を「先端側」、操作部3からみてコネクタ部5側(図1の下方)を「基端側」とする。

40

【0018】

挿入部2は、先端に設けられている超音波振動子21と、超音波振動子21の基端側に設けられている湾曲可能な湾曲部22と、湾曲部22の基端側に設けられている可撓性を有する可撓管部23と、を有する。可撓管部23の基端は、操作部3の先端側に連設されている。

50

【 0 0 1 9 】

図 2 は、図 1 に示す超音波内視鏡における超音波振動子の部分拡大図である。図 3 は、図 2 の内部構成を表す概略図である。超音波振動子 2 1 は、超音波を送受信する多数の圧電素子を有し、図 3 では、これらを 6 つの群に分け圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 と表記する。超音波振動子 2 1 は、コンベックス振動子及びリニア振動子のいずれでも構わない。本実施の形態では、超音波振動子 2 1 は、圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 が円弧状に配列されており、送受信にかかわる圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 内の各圧電素子が電子的に切り替えられることで、電子的に走査させるコンベックス型の超音波振動子であるものとして説明する。

【 0 0 2 0 】

図 4 は、図 1 に示すコネクタ部の内部構成を表す概略図である。図 4 に示すように、コネクタ部 5 は、コネクタ 5 1 ~ 5 6 を有する。コネクタ 5 1 ~ 5 6 は、それぞれ F P C (Flexible Printed Circuits) や小型コネクタからなり、外部装置に接続される接続端子等に接続される基板 5 1 a ~ 5 6 a と、基板 5 1 a ~ 5 6 a と同軸線群 7 1 ~ 7 6 とを接続する接続部 5 1 b ~ 5 6 b と、を有する。なお、外部装置は、例えば、超音波観測装置である。コネクタ 5 1 は、最も先端側に配置されており、コネクタ 5 6 は、最も基端側に配置されている。換言すると、コネクタ 5 1 は、最も超音波振動子 2 1 に近く、コネクタ 5 6 は、最も超音波振動子 2 1 から遠い。

【 0 0 2 1 】

図 1 に戻り、処置具チャンネル 6 は、挿入部 2 の基端側に設けられている鉗子挿入口 6 1 を有する。また、図 2 に示すように、処置具チャンネル 6 は、挿入部 2 の先端側において、超音波振動子 2 1 の基端側に設けられている鉗子口 6 2 を有する。具体的には、湾曲部 2 2 の先端には超音波振動子 2 1 が組み付けられる先端硬質部が固定されており、先端硬質部には処置具チャンネル 6 の出口である鉗子口 6 2 が形成されている。処置具チャンネル 6 は、鉗子挿入口 6 1 から挿入された例えば穿刺針である処置具 6 3 を鉗子口 6 2 から突出させる。なお、図 2 に破線で示す方向 D 1 は、処置具 6 3 を起上させる前の状態を表す。一方、図 2 に実線で示す方向 D 2 は、不図示の処置具起上台により処置具 6 3 を起上させた状態を表す。従って、方向 D 1 と方向 D 2 との間の領域が、処置具 6 3 が通る可能性が高い領域である。換言すると、処置具 6 3 は、方向 D 1 と方向 D 2 との間の領域に突出させることが可能である。処置具起上台は、操作部 3 に所定の操作を行うことにより起上する。

【 0 0 2 2 】

図 4 に示すように、ケーブル部 7 は、複数の同軸線群 7 1 ~ 7 6 を有する。同軸線群 7 1 ~ 7 6 は、それぞれ圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 とコネクタ 5 1 ~ 5 6 とをこの順に電氣的に接続する。

【 0 0 2 3 】

図 5 は、図 1 に示す超音波内視鏡によって撮像された超音波画像の一例を表す図である。図 5 に示すように、超音波画像 1 0 1 には、超音波振動子 2 1 に対応する振動子領域 1 0 2 が含まれている。超音波画像 1 0 1 は、振動子領域 1 0 2 を中心として 1 8 0 ° の方向を写した画像であり、図 5 に示す方向 D 1 及び方向 A D 2 は、図 2 に示す方向 D 1 及び方向 D 2 にそれぞれ対応している。従って、超音波画像 1 0 1 において方向 D 1 と方向 D 2 との間の領域 A t は、処置具 6 3 が通る可能性が高い領域である。また、図 5 の領域 A 1 ~ A 6 は、それぞれ圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 が超音波を送信する領域である。なお、実際には超音波が放射状に広がりながら伝搬するため、各圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 が超音波を送信する領域は、互いに重複しているが説明を簡単にするため、本明細書では、圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 と領域 A 1 ~ A 6 とを対応づけて説明する。

【 0 0 2 4 】

図 3 に示す各圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 に接続されるケーブル部 7 の長さは、先端側において同じ長さにされている。一方で、図 4 に示す同軸線群 7 1 ~ 7 6 は、それぞれ接続部 5 1 b ~ 5 6 b まで延在しており、同軸線群 7 1 から同軸線群 7 6 の順に長さが長くな

10

20

30

40

50

っている。すなわち、ケーブル部 7 は、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過する可能性が高い領域 A t に超音波を送信する圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 4 に接続される同軸線群 7 1 ~ 7 4 が、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過しない領域 A 5、A 6 に超音波を送信する圧電素子群 2 1 5、2 1 6 に接続される同軸線群 7 5、7 6 より短い。さらに、ケーブル部 7 は、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過する可能性が高い領域 A t までの最短距離が短い圧電素子群（圧電素子群 2 1 1 側）に接続される同軸線群（同軸線群 7 1 側）ほど短い。

【0025】

同軸線の長さが短いほど、圧電素子が受信した受信信号の減衰を低減することができる。従って、ケーブル部 7 では、同軸線群 7 1 ~ 7 6 の順に短いため、領域 A 1 側の超音波画像をより明瞭な画質で描出することができる。一例として、各同軸線群 7 1 ~ 7 6 の長さが 20 mm ずつ異なる場合、同軸線群 7 1 と同軸線群 7 6 とでは 1 dB 程度異なる場合がある。

10

【0026】

以上説明したように、実施の形態によれば、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過する可能性が高い領域 A t に超音波を送信する圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 4 に接続される同軸線群 7 1 ~ 7 4 が、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過しない領域 A 5、A 6 に超音波を送信する圧電素子群 2 1 5、2 1 6 に接続される同軸線群 7 5、7 6 より短いことにより、超音波画像 101 内の処置具 6 3 が通る可能性が高い領域 A t をより明瞭な画質で描出することができる。

20

【0027】

さらに、実施の形態によれば、圧電素子群 2 1 1 側に接続される同軸線群 7 1 から順に長さが短くされており、例えば穿刺針である処置具 6 3 を用いた処置を行う場合に、特に重要となる穿刺針を生体に刺し始める位置の画像をより明瞭な画質で観察することができる。

【0028】

また、実施の形態によれば、各同軸線を太くせずに画質を明瞭にすることができる。その結果、挿入部 2 が太くなることにより患者の負担が増大することを避けながら、画質を明瞭にすることができる。さらに、実施の形態によれば、従来用いていた構成を利用して画質を明瞭にすることができるため、コストがかからない。

30

【0029】

（変形例）

図 6 は、実施の形態の変形例に係るコネクタ部の内部構成を表す概略図である。図 6 に示すように、実施の形態の変形例に係る超音波内視鏡のケーブル部 17 において、同軸線群 17 1 は接続部 5 3 b に、同軸線群 17 2 は接続部 5 4 b に、同軸線群 17 3 は接続部 5 1 b に、同軸線群 17 4 は接続部 5 2 b に、同軸線群 17 5 は接続部 5 5 b に、同軸線群 17 6 は接続部 5 6 b に、それぞれ接続されている。すなわち、ケーブル部 17 は、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過する可能性が高い領域 A t に超音波を送信する圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 4 のうち、配列された圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 6 の中央（圧電素子群 2 1 3 と圧電素子群 2 1 4 との間）に近い位置に配列されている圧電素子群（圧電素子群 2 1 3、2 1 4）に接続される同軸線群（同軸線群 17 1、17 2）ほど短い。その結果、変形例によれば、超音波画像 101 の中央（領域 A 3、A 4）をより明瞭な画質で描出することができる。処置具 6 3 を用いて処置を行う場合には、超音波画像 101 に写る病変等を超音波画像 101 の中央に配置させて処置を行うことが多い。そのため、変形例によれば、病変周辺を明瞭な画質で観察しながら処置を行うことができる。

40

【0030】

なお、同軸線群と接続部との接続の仕方は上述した実施の形態及び変形例に限られない。鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過する可能性が高い領域 A t に超音波を送信する圧電素子群 2 1 1 ~ 2 1 4 に接続される同軸線群のうち少なくとも 1 本が、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過しない領域（領域 A 5、A 6）に超音波を送信する圧電素

50

子群 2 1 5、2 1 6 に接続される同軸線より短ければよく、短い同軸線を接続された圧電素子群が主に描出する領域の画像を明瞭にすることができる。換言すると、同軸線群 7 1 ~ 7 6 のうち、最も長い同軸線群 7 5、7 6 を、鉗子口 6 2 から突出した処置具 6 3 が通過しない領域（領域 A 5、A 6）に超音波を送信する圧電素子群 2 1 5、2 1 6 に接続することにより、最も画像が不明瞭な領域を、処置を行う領域外に配置することができる。

【0031】

また、上述した実施の形態において、処置具起上台が処置具 6 3 を起上させる超音波内視鏡について説明したがこれに限られない。例えば、気管支用の超音波内視鏡や直視型の超音波内視鏡等の処置具起上台を有しない超音波内視鏡では、鉗子口 6 2 の形状により定まる処置具 6 3 が突出する方向を含む領域を領域 A t として、この領域 A t に超音波を送信する圧電素子群に接続される同軸線を短くすればよい。

10

【0032】

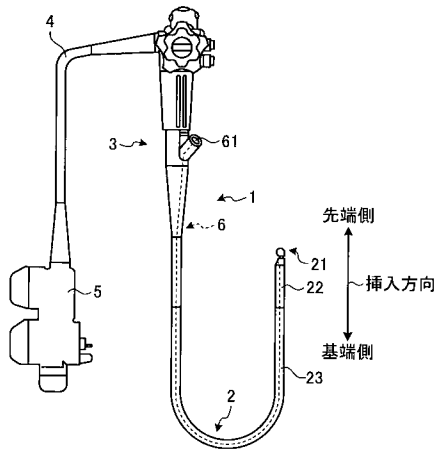
さらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表し、かつ記述した特定の詳細及び代表的な実施の形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

【符号の説明】

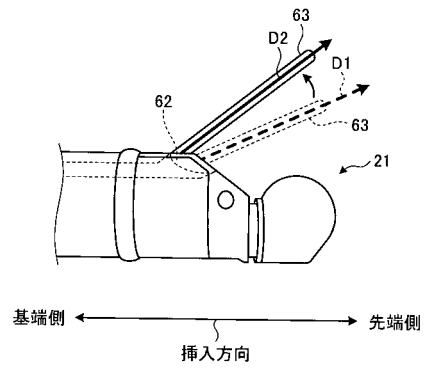
【0033】

- | | | |
|---|-----------|----|
| 1 | 超音波内視鏡 | 20 |
| 2 | 挿入部 | |
| 3 | 操作部 | |
| 4 | ユニバーサルコード | |
| 5 | コネクタ部 | |
| 6 | 処置具チャンネル | |
| 7、17 | ケーブル部 | |
| 21 | 超音波振動子 | |
| 22 | 湾曲部 | |
| 23 | 可撓管部 | |
| 51、52、53、54、55、56 | コネクタ | 30 |
| 51a、52a、53a、54a、55a、56a | 基板 | |
| 51b、52b、53b、54b、55b、56b | 接続部 | |
| 61 | 鉗子挿入口 | |
| 62 | 鉗子口 | |
| 63 | 処置具 | |
| 71、72、73、74、75、76、171、172、173、174、175、176 | 同軸線群 | |
| 101 | 超音波画像 | |
| 102 | 振動子領域 | |
| 211、212、213、214、215、216 | 圧電素子群 | 40 |

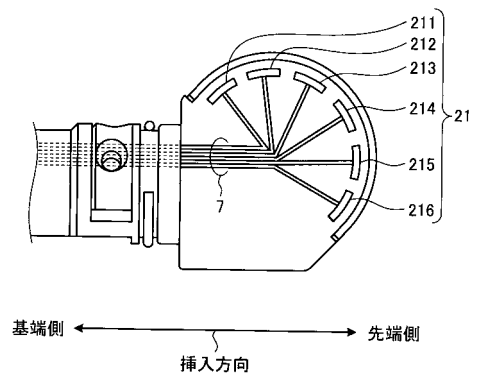
【 図 1 】



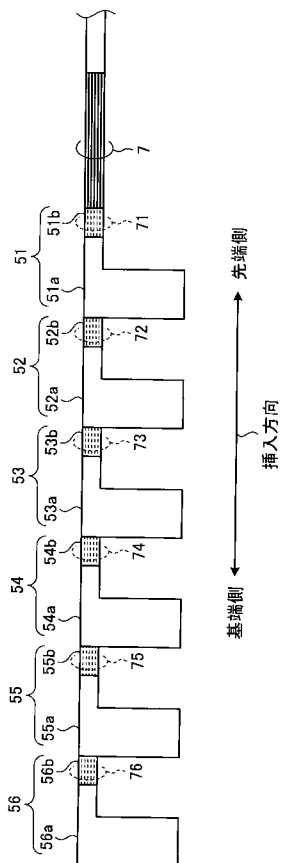
【 図 2 】



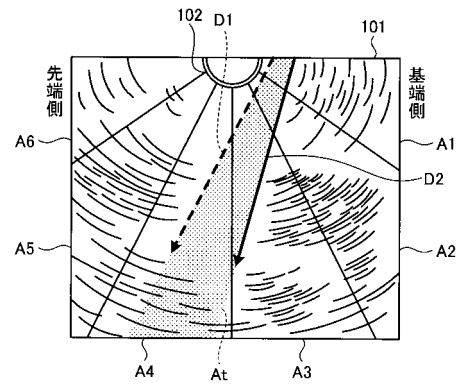
【 図 3 】



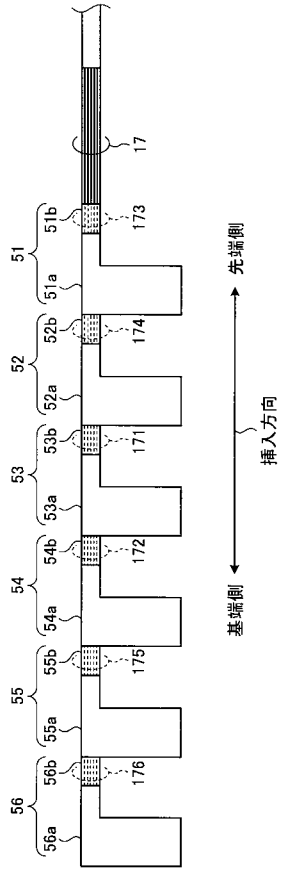
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声波内视镜		
公开(公告)号	JP2019037304A	公开(公告)日	2019-03-14
申请号	JP2017159440	申请日	2017-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	今橋拓也		
发明人	今橋 拓也		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/00098 A61B1/018 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4411 A61B8/445 A61B8/4494 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GA02 4C601/GB20 4C601/GB41		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种超声内窥镜，其能够使超声图像中的区域可视化，该区域可能通过具有更清晰图像质量的治疗工具。超声波内窥镜包括插入到对象中的插入部分，以及设置在插入部分的尖端并且具有发送和接收超声波的多个压电元件组的超声波换能器。连接器部分设置在插入部分的近端侧并且具有连接到外部装置的多个连接器；以及处理工具，其从插入部分的近端侧插入作为超声换能器的基部。连接到设置在端侧的治疗工具通道的同轴线组，用于从镊子端口投射，并且压电元件组用于将超声波传输到从镊子端口突出的治疗工具可能通过的区域并且，比连接到压电元件组的同轴线短的部分，该压电元件组将超声波发送到处理器具从钳子端口突出的区域不通过。 [选图]图4

