

(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2019-54962

(P2019-54962A)

(43) 公開日 平成31年4月11日(2019.4.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 O	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 O	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	
審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 22 頁)		

(21) 出願番号 特願2017-180380 (P2017-180380)
 (22) 出願日 平成29年9月20日 (2017. 9. 20)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 熊田 祐也
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA21 DA03 DA12 DA14 DA15
 DA21 DA56
 4C161 DD03 FF35 FF41 PP06 WW16
 4C601 BB06 BB22 EE10 FE02 GB04
 GB20

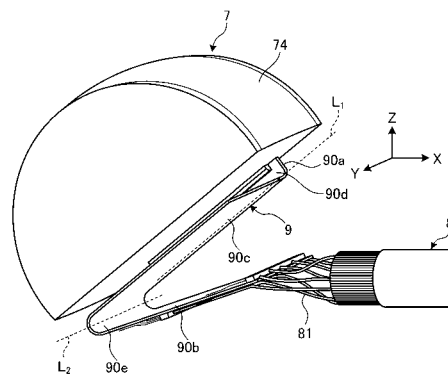
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる内視鏡を提供すること。

【解決手段】画像データを生成するための電気信号を生成する素子を有する先端部と、先端部の基端側に接続され、互いに直交する二方向に湾曲可能な湾曲部と、湾曲部の基端側に接続される管部と、湾曲部および管部を挿通し、電気信号の伝送を行う複数の同軸線と、主面がそれぞれ屈曲する第1および第2の屈曲部を有し、素子に接続するとともに同軸線に接続して、素子から同軸線への電気信号の伝送を中継する中継基板と、を備え、第1の屈曲部の屈曲端部に接する第1接平面と、第2の屈曲部の屈曲端部に接する第2接平面とが、互いに交差する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像データを生成するための電気信号を生成する素子を有する先端部と、
前記先端部の基端側に接続され、互いに直交する二方向に湾曲可能な湾曲部と、
前記湾曲部の基端側に接続される管部と、
前記湾曲部および前記管部を挿通し、前記電気信号の伝送を行う複数の同軸線と、
主面がそれぞれ屈曲する第 1 および第 2 の屈曲部を有し、前記素子に接続するとともに
前記同軸線に接続して、前記素子から前記同軸線への前記電気信号の伝送を中継する中継
基板と、

を備え、

前記第 1 の屈曲部に接する第 1 接平面の第 1 法線ベクトルと、前記第 2 の屈曲部に接す
る第 2 接平面の第 2 法線ベクトルとを成分として、前記湾曲部の湾曲によって前記中継基
板に加わる応力を表す応力ベクトルと同じ方向のベクトルが表現される

ことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記中継基板は、一枚の基板を用いて形成される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記中継基板は、

前記第 1 の屈曲部を有し、前記素子に接続する先端側基板と、

前記第 2 の屈曲部を有し、前記先端側基板に接続するとともに、前記複数の同軸線に接
続する基端側基板と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記基端側基板は、

一端が前記先端側基板に接続するとともに、他端が、前記複数の同軸線のうちの一部の
同軸線に接続する第 1 基端側基板と、

一端が前記先端側基板に接続するとともに、他端が、前記複数の同軸線のうち、前記第
1 基端側基板に接続する同軸線とは異なる同軸線に接続する第 2 基端側基板と、

を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記先端側基板は、前記素子に接続する先端側第 1 部分と、前記基端側基板にそれぞれ
接続する先端側第 2 部分および先端側第 3 部分とを有し、

前記先端側第 2 部分および先端側第 3 部分は、前記先端側第 1 部分に連なる前記第 2 の
屈曲部をそれぞれ有する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記第 1 基端側基板は、前記先端側第 2 部分の前記先端側第 3 部分側と反対側から該先
端側第 2 部分に接続し、

前記第 2 基端側基板は、前記先端側第 3 部分の前記先端側第 2 部分側と反対側から該先
端側第 3 部分に接続する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記第 1 基端側基板は、前記先端側第 2 部分の前記先端側第 3 部分側から該先端側第 2
部分に接続し、

前記第 2 基端側基板は、前記先端側第 3 部分の前記先端側第 2 部分側から該先端側第 3
部分に接続する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記先端側基板と前記基端側基板とは、対応する電極同士を接触させることによって接

10

20

30

40

50

続し、

少なくとも一方の基板に形成される電極は、フライングリード構造をなしていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記第 1 および第 2 の屈曲部は、厚さが、他の部分の厚さと比して薄いことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記中継基板は、屈曲自在なフレキシブル基板を用いて形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 11】

前記素子は、超音波振動子を構成する複数の圧電素子であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記超音波振動子は、コンベックス型であることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記湾曲部は、前記超音波振動子が送信する超音波による走査面と平行な平面に沿った第 1 の湾曲方向と、前記走査面に対して垂直な平面に沿った第 2 の湾曲方向とに湾曲可能である

ことを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に挿入される挿入部を備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、患者等の被検体の臓器を観察する際に内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、例えば先端に撮像素子が設けられ、被検体内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、挿入部の基端側にケーブルを介して接続され、撮像素子が生成した撮像信号に応じた体内画像の画像処理を行って、体内画像を表示部等に表示させる処理装置と、を備える。挿入部は、撮像素子が設けられる先端部の基端側に設けられ、湾曲自在な湾曲部を有する。

【0003】

内視鏡では、撮像素子と信号ケーブルとが、湾曲可能なフレキシブル基板を介して接続される（例えば、特許文献 1 を参照）。特許文献 1 によれば、外部から加わる荷重に対してフレキシブル基板が屈曲することにより、その荷重による応力を緩和することができる。特許文献 1 が開示する内視鏡は、フレキシブル基板の屈曲する方向に沿って湾曲部が湾曲した際、この湾曲により生じる応力を緩和することが可能である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2016 - 2200 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、互いに直交する二方向に湾曲可能な内視鏡も知られている。この内視鏡に特許文献 1 の構成を適用すると、フレキシブル基板が一方向にしか屈曲していないため、応力を緩和することができない湾曲方向が発生する。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれ

10

20

30

40

50

の方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡は、画像データを生成するための電気信号を生成する素子を有する先端部と、前記先端部の基端側に接続され、互いに直交する二方向に湾曲可能な湾曲部と、前記湾曲部の基端側に接続される管部と、前記湾曲部および前記管部を挿通し、前記電気信号の伝送を行う複数の同軸線と、主面がそれぞれ屈曲する第1および第2の屈曲部を有し、前記素子に接続するとともに前記同軸線に接続して、前記素子から前記同軸線への前記電気信号の伝送を中継する中継基板と、を備え、前記第1の屈曲部に接する第1接平面の法線ベクトルと、前記第2の屈曲部に接する第2接平面の法線ベクトルとを成分として、前記湾曲部の湾曲によって前記中継基板に加わる応力を表す応力ベクトルと同じ方向のベクトルが表現されることを特徴とする。

10

【0008】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記中継基板は、一枚の基板を用いて形成されることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記中継基板は、前記第1の屈曲部を有し、前記素子に接続する先端側基板と、前記第2の屈曲部を有し、前記先端側基板に接続するとともに、前記複数の同軸線に接続する基端側基板と、を備えることを特徴とする。

20

【0010】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記基端側基板は、一端が前記先端側基板に接続するとともに、他端が、前記複数の同軸線のうちの一部の同軸線に接続する第1基端側基板と、一端が前記先端側基板に接続するとともに、他端が、前記複数の同軸線のうち、前記第1基端側基板に接続する同軸線とは異なる同軸線に接続する第2基端側基板と、を有することを特徴とする。

【0011】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記先端側基板は、前記素子に接続する先端側第1部分と、前記基端側基板にそれぞれ接続する先端側第2部分および先端側第3部分とを有し、前記先端側第2部分および先端側第3部分は、前記先端側第1部分に連なる前記第2の屈曲部をそれぞれ有することを特徴とする。

30

【0012】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第1基端側基板は、前記先端側第2部分の前記先端側第3部分側と反対側から該先端側第2部分に接続し、前記第2基端側基板は、前記先端側第3部分の前記先端側第2部分側と反対側から該先端側第3部分に接続することを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第1基端側基板は、前記先端側第2部分の前記先端側第3部分側から該先端側第2部分に接続し、前記第2基端側基板は、前記先端側第3部分の前記先端側第2部分側から該先端側第3部分に接続することを特徴とする。

40

【0014】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記先端側基板と前記基端側基板とは、対応する電極同士を接触させることによって接続し、少なくとも一方の基板に形成される電極は、フライングリード構造をなしていることを特徴とする。

【0015】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第1および第2の屈曲部は、厚さが、他の部分の厚さと比して薄いことを特徴とする。

50

【 0 0 1 6 】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記中継基板は、屈曲自在なフレキシブル基板を用いて形成されることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記素子は、超音波振動子を構成する複数の圧電素子であることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記超音波振動子は、コンベックス型であることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記湾曲部は、前記超音波振動子が送信する超音波による走査面と平行な平面に沿った第 1 の湾曲方向と、前記走査面に対して垂直な平面に沿った第 2 の湾曲方向とに湾曲可能であることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができるという効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 3 に示す超音波振動子の構成を説明する図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 3 に示す中継基板の屈曲態様を説明する図である。

【 図 6 】 図 6 は、図 3 に示す中継基板の屈曲態様を説明する図である。

【 図 7 】 図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す分解斜視図である。

【 図 9 】 図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図である。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、本発明の実施の形態 4 の変形例に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、本発明の実施の形態 4 の変形例に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 1 7 】 図 1 7 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【 図 1 8 】 図 1 8 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の

10

20

30

40

50

一部の構成を模式的に示す図である。

【図 19】図 19 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図である。

【図 20】図 20 は、本発明の実施の形態 6 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図である。

【図 21】図 21 は、図 20 の領域 R を拡大した図である。

【図 22】図 22 は、図 21 に示す A - A 線断面図である。

【図 23】図 23 は、本発明のその他の実施の形態に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【0023】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムを模式的に示す図である。内視鏡システム 1 は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断を行うシステムである。この内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、内視鏡観察装置 4 と、表示装置 5 と、光源装置 6 とを備える。

【0024】

超音波内視鏡 2 は、その先端部に設けられた超音波振動子によって、超音波観測装置 3 から受信した電氣的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電氣的なエコー信号に変換して出力する。

【0025】

超音波内視鏡 2 は、撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や、呼吸器のいずれかの撮像を行うことが可能である。超音波内視鏡 2 は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置 6 に接続されている。また、超音波内視鏡 2 は、消化管や、呼吸器の周囲臓器（脾臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）に対して、超音波を送信し、該周辺臓器で反射した超音波を受信する。

【0026】

超音波内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 21 と、操作部 22 と、ユニバーサルコード 23 と、コネクタ 24 とを備える。挿入部 21 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 21 は、図 1 に示すように、先端側に設けられ、超音波振動子 7 を保持する硬性の先端部 211 と、先端部 211 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 212 と、湾曲部 212 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部 213 とを備える。ここで、挿入部 21 の内部には、具体的な図示は省略したが、光源装置 6 から供給された照明光を伝送するライトガイド、後述する信号線 81 を含む、各種信号を伝送する複数の信号線が引き回されているとともに、処置具を挿通するための処置具用挿通路などが形成されている。湾曲部 212 は、先端部 211 の長手軸を互いに異なる二方向に湾曲可能である。湾曲部 212 は、例えば図 1 に示す X Y 平面上で湾曲して先端部 211 の向きを変更可能であるとともに、この X Y 平面と直交する X Z 平面上で湾曲して先端部 211 の向きを変更可能である。

【0027】

超音波振動子 7 は、複数の圧電素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる圧電素子を電子的に切り替えたり、各圧電素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査さ

10

20

30

40

50

せるコンベックス型の超音波振動子である。超音波振動子 7 の構成については、後述する。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、本実施の形態 1 に係る超音波内視鏡の挿入部の先端構成を模式的に示す斜視図である。図 2 に示すように、先端部 2 1 1 は、超音波振動子 7 を保持する超音波振動子モジュール 2 1 4 と、撮像光学系の一部をなし、外部からの光を取り込む対物レンズ 2 1 5 a、撮像素子、および、照明光を集光して外部に出射する照明レンズ 2 1 5 b を有する内視鏡モジュール 2 1 5 と、を備える。内視鏡モジュール 2 1 5 には、挿入部 2 1 内に形成された処置具用挿通路に連通し、挿入部 2 1 の先端から処置具を突出させる処置具突出口 2 1 5 c が形成されている。処置具用挿通路は、処置具突出口 2 1 5 c に連なる端部近傍が、挿入部 2 1 の長手軸に対して傾斜し、処置具が処置具突出口 2 1 5 c から長手軸に対して傾斜した方向に突出するように設けられている。ここでいう長手軸とは、挿入部 2 1 の長手方向に沿った軸である。湾曲部 2 1 2 や可撓管部 2 1 3 では各位置によって軸方向が変化するが、硬性の先端部 2 1 1 では、長手軸は、一定した直線をなす軸である。

10

【 0 0 2 9 】

操作部 2 2 は、挿入部 2 1 の基端側に連結され、医師等のユーザからの各種操作を受け付ける部分である。この操作部 2 2 は、図 1 に示すように、湾曲部 2 1 2 を湾曲操作するための湾曲ノブ 2 2 1 と、各種操作を行うための複数の操作部材 2 2 2 とを備える。また、操作部 2 2 には、処置具用挿通路に連通し、当該処置具用挿通路に処置具を挿通するための処置具挿入口 2 2 3 が形成されている。

20

【 0 0 3 0 】

ユニバーサルコード 2 3 は、操作部 2 2 から延在し、各種信号を伝送する複数の信号ケーブル、および光源装置 6 から供給された照明光を伝送する光ファイバ等が配設されたケーブルである。

【 0 0 3 1 】

コネクタ 2 4 は、ユニバーサルコード 2 3 の先端に設けられている。そして、コネクタ 2 4 は、超音波ケーブル 3 1、ビデオケーブル 4 1、および光ファイバケーブル 6 1 がそれぞれ接続される第 1 ~ 第 3 コネクタ部 2 4 1 ~ 2 4 3 を備える。

【 0 0 3 2 】

超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1 (図 1) を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、超音波ケーブル 3 1 を介して超音波内視鏡 2 にパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡 2 からエコー信号を入力する。そして、超音波観測装置 3 は、当該エコー信号に所定の処理を施して超音波画像データを生成する。

30

【 0 0 3 3 】

内視鏡観察装置 4 は、ビデオケーブル 4 1 (図 1 参照) を介して超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、ビデオケーブル 4 1 を介して超音波内視鏡 2 からの画像信号を入力する。そして、内視鏡観察装置 4 は、当該画像信号に所定の処理を施して内視鏡画像データを生成する。

【 0 0 3 4 】

表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence)、プロジェクタ、C R T (Cathode Ray Tube) などを用いて構成され、超音波観測装置 3 にて生成された超音波画像や、内視鏡観察装置 4 にて生成された内視鏡画像等を表示する。

40

【 0 0 3 5 】

光源装置 6 は、光ファイバケーブル 6 1 (図 1 参照) を介して超音波内視鏡 2 に接続し、光ファイバケーブル 6 1 を介して被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡 2 に供給する。

【 0 0 3 6 】

続いて、挿入部 2 1 の先端に設けられた超音波振動子 7 の構成を、図 3、4 を参照して説明する。図 3 は、本実施の形態 1 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。図 4 は、図 3 に示す超音波振動子の構成を説明する図であ

50

る。本実施の形態 1 では、超音波振動子 7 が、図 2 に示すようなコンベックス型の超音波振動子であって、複数の圧電素子 7 1 が一列に配列された一次元アレイ（1Dアレイ）であるものとして説明する。換言すれば、本実施の形態 1 に係る超音波振動子 7 では、複数の圧電素子 7 1 が、当該超音波振動子 7 の曲面をなす外表面に沿って湾曲して配列され、長手軸を含み、かつ該長手軸と平行な面（例えば XZ 平面）上で超音波を送受信する。

【0037】

超音波振動子 7 は、角柱状をなし、長手方向を揃えて並べられてなる複数の圧電素子 7 1 と、圧電素子 7 1 に対し、当該超音波振動子 7 の外表面側に設けられる第 1 音響整合層 7 2 と、第 1 音響整合層 7 2 の圧電素子 7 1 と接する側と反対側に設けられる第 2 音響整合層 7 3 と、第 2 音響整合層 7 3 の第 1 音響整合層 7 2 と接する側と反対側に設けられる音響レンズ 7 4（図 3 参照）とを有する。圧電素子 7 1 の第 1 音響整合層 7 2 と接する側と反対側には、図示しないバッキング材が設けられている。バッキング材は、圧電素子 7 1 の動作によって生じる不要な超音波振動を減衰させる。バッキング材は、減衰率の大きい材料、例えば、アルミナやジルコニア等のフィラーを分散させたエポキシ樹脂や、上述したフィラーを分散したゴムを用いて形成される。

10

【0038】

圧電素子 7 1 は、電気的なパルス信号を音響パルスに変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する。圧電素子 7 1 は、超音波ケーブル 3 1 と電気的に接続する超音波ケーブル 8 に接続する（図 3 参照）。超音波ケーブル 8 は、複数の同軸線 8 1 を有している。各同軸線 8 1 は、後述する中継基板 9 を介して対応する圧電素子 7 1 と電気的に接続している。なお、図 3 では、説明のために簡略化した構成を図示しているが、実際の同軸線は、圧電素子 7 1 の数に応じて設けられている。

20

【0039】

第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3 は、圧電素子 7 1 と観測対象との間で音（超音波）を効率よく透過させるために、圧電素子 7 1 の音響インピーダンスと観測対象の音響インピーダンスとをマッチングさせる。第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3 は、互いに異なる材料からなる。なお、本実施の形態 1 では、二つの音響整合層（第 1 音響整合層 7 2 および第 2 音響整合層 7 3）を有するものとして説明するが、圧電素子 7 1 と観測対象との特性により一層としてもよいし、三層以上としてもよい。

30

【0040】

音響レンズ 7 4 は、第 1 音響整合層 7 2、第 2 音響整合層 7 3 の外表面を被覆する。音響レンズ 7 4 は、超音波振動子 7 の外表面をなしている。音響レンズ 7 4 は、シリコン、ポリメチルペンテン、エポキシ樹脂、ポリエーテルイミドなどを用いて形成され、一方の面が凸状または凹状をなして超音波を絞る機能を有し、第 2 音響整合層 7 3 を通過した超音波を外部に出射する、または外部からの超音波エコーを取り込む。音響レンズ 7 4 については、任意に設けることができ、当該音響レンズ 7 4 を有しない構成であってもよい。

【0041】

以上の構成を有する超音波振動子 7 は、パルス信号の入力によって圧電素子 7 1 が振動することで、第 1 音響整合層 7 2、第 2 音響整合層 7 3 および音響レンズ 7 4 を介して観測対象に超音波を照射する。この際、圧電素子 7 1 において、第 1 音響整合層 7 2、第 2 音響整合層 7 3 および音響レンズ 7 4 の配設側と反対側は、バッキング材により、圧電素子 7 1 からの不要な超音波振動を減衰させている。また、観測対象から反射された超音波は、音響レンズ 7 4、第 2 音響整合層 7 3 および第 1 音響整合層 7 2 を介して圧電素子 7 1 に伝えられる。伝達された超音波により圧電素子 7 1 が振動し、圧電素子 7 1 が該振動を電気的なエコー信号に変換して超音波観測装置 3 に出力する。

40

【0042】

超音波振動子モジュール 2 1 4 は、超音波振動子 7 と、当該超音波振動子 7（超音波振動子モジュール 2 1 4）と超音波観測装置 3 とを電気的に接続する経路の一部をなす複数

50

の同軸線 8 1 (図 3 参照) との間の電氣的な接続を中継する中継基板 9 を備える。中継基板 9 は、図 4 に示すように、圧電素子 7 1 の一端側であって、超音波を送受信する表面と反対側において、リード 1 0 1 が半田 1 0 2 によって圧電素子 7 1 と電氣的に接続されている。中継基板 9 は、フレキシブル基板 (Flexible Printed Circuits : FPC) を用いて構成され、外部からの荷重に応じて変形可能である。中継基板 9 は、超音波ケーブル 8 の内部を挿通する複数の同軸線 8 1 と電氣的に接続している。中継基板 9 は、ポリイミドを用いて形成される帯状の基材に配線パターンを設けてなる。以下、中継基板 9 における最も広い面積を有する面を「主面」という。

【 0 0 4 3 】

中継基板 9 は、超音波振動子 7 から延びる第 1 部分 9 0 a と、超音波ケーブル 8 と接続する第 2 部分 9 0 b と、第 1 部分 9 0 a から第 2 部分 9 0 b との間の電気信号の伝送経路をなす第 3 部分 9 0 c と、を有する。中継基板 9 は、一枚の基板を用いて形成される。

【 0 0 4 4 】

第 3 部分 9 0 c は、第 1 部分 9 0 a に連なる屈曲部 9 0 d (第 1 の屈曲部) と、屈曲部 9 0 d とは異なる方向に屈曲し、第 2 部分 9 0 b に連なる屈曲部 9 0 e (第 2 の屈曲部) と、を有する。

【 0 0 4 5 】

図 5 は、図 3 に示す中継基板の屈曲態様を説明する図であって、屈曲部 9 0 e の拡大図である。図 6 は、図 3 に示す中継基板の屈曲態様を説明する図であって、屈曲部 9 0 d 、 9 0 e の間に位置する第 3 部分 9 0 c の主面と直交する方向から中継基板 9 をみたときの平面図である。

【 0 0 4 6 】

屈曲部 9 0 d 、 9 0 e は、互いに直交する方向に屈曲している。具体的には、屈曲部 9 0 d の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_1 (第 1 の直線) と、屈曲部 9 0 e の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_2 (第 2 の直線) とが、屈曲部 9 0 d 、 9 0 e の間に延びる主面と直交する方向からみた平面視において、互いに直交している。本実施の形態 1 において、屈曲部 9 0 d 、 9 0 e の間に延びる主面は、第 3 部分 9 0 c の主面である。直線 L_2 は、図 5 、 6 に示すように、屈曲部 9 0 e の屈曲端部の稜線に沿って延びている。ここでいう屈曲端部は、屈曲により突出した部分のその端部である。稜線は、その突出端部に沿って、中継基板 9 の幅方向に延びる線である。本明細書において、幅方向は、中継基板の主面に沿って延びる方向であって、長手方向と直交する方向 (短手方向) とする。なお、直線 L_1 についても同様に、屈曲部 9 0 d の屈曲端部の稜線に沿って延びている。

【 0 0 4 7 】

このような屈曲部 9 0 d 、 9 0 e において、屈曲部 9 0 d に接する接平面 (第 1 接平面) の法線ベクトルと、屈曲部 9 0 e に接する接平面 (第 2 接平面) の法線ベクトルとを成分として、湾曲部 2 1 2 の湾曲により生じる応力の応力ベクトルと同じ方向のベクトルが表現される。

【 0 0 4 8 】

以上説明したように、本実施の形態 1 に係る中継基板 9 は、屈曲部 9 0 d および屈曲部 9 0 e により、異なる二つの方向にそれぞれ屈曲した構成をなしている。本実施の形態 1 によれば、湾曲部 2 1 2 が湾曲した際、XY 平面上で湾曲した場合であっても、XZ 平面上で湾曲した場合であっても、その湾曲に応じて互いに屈曲方向の異なる二つの屈曲部 (屈曲部 9 0 d 、 9 0 e) が屈曲することによって、湾曲により生じる応力を緩和することができる。このように、本実施の形態 1 では、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる。湾曲により生じる応力を緩和することによって、同軸線の断線などが抑制され、超音波内視鏡の信頼性を向上することができる。

【 0 0 4 9 】

(実施の形態 2)

図 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を

10

20

30

40

50

模式的に示す斜視図である。上述した実施の形態 1 では、中継基板 9 が一体的に形成されているものとして説明したが、本実施の形態 2 では、中継基板が、二つの部材を連結してなる。図 6 に示す中継基板 9 A は、超音波振動子 7 に接続する先端側基板 9 1 と、超音波ケーブル 8 に接続するとともに、先端側基板 9 1 に接続する基端側基板 9 2 とを有する。

【0050】

図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す分解斜視図である。図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、先端側基板 9 1 の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図 9 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、基端側基板 9 2 の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。

10

【0051】

先端側基板 9 1 は、超音波振動子 7 から延びる先端側第 1 部分 9 1 a と、先端側第 1 部分 9 1 a の主面に対して垂直な主面を有する先端側第 2 部分 9 1 b と、を有する。先端側第 1 部分 9 1 a は、超音波による走査面と平行な平面（図 6 の X Z 平面）に平行な主面を有する。

【0052】

先端側第 2 部分 9 1 b は、先端側第 1 部分 9 1 a に連なる屈曲部 9 1 c（第 1 の屈曲部）を有する。

【0053】

基端側基板 9 2 は、超音波ケーブル 8 と接続する基端側第 1 部分 9 2 a と、先端側基板 9 1 と接続し、主面が先端側第 2 部分 9 1 b を介して基端側第 1 部分 9 2 a と向かい合う第 2 部分 9 2 b と、を有する。

20

【0054】

基端側第 2 部分 9 2 b は、屈曲部 9 1 c とは異なる方向に屈曲し、基端側第 1 部分 9 2 a に連なる屈曲部 9 2 c（第 2 の屈曲部）を有する。

【0055】

屈曲部 9 1 c、9 2 c は、互いに直交する方向に屈曲している。具体的には、屈曲部 9 1 c の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_1 （第 1 の直線）と、屈曲部 9 2 c の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_2 （第 2 の直線）とが、屈曲部 9 1 c、9 2 c の間に延びる主面と直交する方向からみた平面視において、互いに直交している。本実施の形態 2 において、屈曲部 9 1 c、9 2 c の間に延びる主面は、先端側第 2 部分 9 1 b または基端側第 2 部分 9 2 b の主面である。なお、説明のため、図 8、9 に示す展開図においても、直線 L_1 、 L_2 を示しているが、この直線 L_1 、 L_2 は、実際には屈曲部が屈曲した際に生じる稜線に沿ったものである。

30

【0056】

先端側基板 9 1 の先端側第 2 部分 9 1 b には、基端側基板 9 2 と接続するための複数の電極 9 0 1 a からなる電極群 9 0 1 が形成されている。他方、基端側基板 9 2 には、先端側基板 9 1 の先端側第 2 部分 9 1 b に形成されている各電極 9 0 1 a とそれぞれ接続する複数の電極 9 0 2 a からなる電極群 9 0 2 が形成されている。中継基板 9 A は、先端側基板 9 1 と基端側基板 9 2 とにおいて対応する電極 9 0 1 a、9 0 2 a 同士を接続することによって、互いに異なる方向に屈曲した構造をなす。電極 9 0 1 a、9 0 2 a 同士の接続には、半田や、導電性の接着剤が用いられる。

40

【0057】

本実施の形態 2 に係る中継基板 9 A は、先端側基板 9 1 と基端側基板 9 2 とを連結した状態において、屈曲部 9 1 c、9 2 c により、異なる二つの方向にそれぞれ屈曲した構成をなしている。本実施の形態 2 によれば、湾曲部 2 1 2 が湾曲した際、X Y 平面上で湾曲した場合であっても、X Z 平面上で湾曲した場合であっても、その湾曲に応じて互いに屈曲方向の異なる二つの屈曲部（屈曲部 9 1 c、9 2 c）が屈曲することによって、湾曲により生じる応力を緩和することができる。このように、本実施の形態 2 では、二方向に湾

50

曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる。

【 0 0 5 8 】

また、本実施の形態 2 によれば、基端側基板 9 2 に超音波ケーブル 8 を接続した後に先端側基板 9 1 と基端側基板 9 2 とを接続するようにすることによって、超音波ケーブル 8 を一括して基端側基板 9 2 に配線することができる。これにより、超音波ケーブル 8 の基端側基板 9 2 への接続を、一段と容易に行うことが可能となる。

【 0 0 5 9 】

(実施の形態 3)

図 1 0 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。図 1 1 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、第 1 基板 9 3 A および第 2 基板 9 3 B の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図 1 0 に示す中継基板 9 B は、超音波振動子 7 に接続する先端側基板 9 1 と、超音波ケーブル 8 にそれぞれ接続する第 1 基板 9 3 A および第 2 基板 9 3 B (以下、まとめて基端側基板 9 3 ということもある) とを有し、先端側基板 9 1 と基端側基板 9 3 とを連結してなる。

【 0 0 6 0 】

第 1 基板 9 3 A は、超音波ケーブル 8 が有する複数の同軸線 8 1 のうちの一部の同軸線 8 1 と接続する。

第 2 基板 9 3 B は、超音波ケーブル 8 が有する複数の同軸線 8 1 のうち、第 1 基板 9 3 A に接続する同軸線 8 1 とは異なる同軸線 8 1 と接続する。

【 0 0 6 1 】

第 1 基板 9 3 A は、超音波ケーブル 8 と接続する基端側第 1 部分 9 3 a と、先端側基板 9 1 と接続し、主面が基端側第 1 部分 9 3 a の主面と向かい合う第 2 部分 9 3 b (第 4 部分) と、を有する。

【 0 0 6 2 】

基端側第 2 部分 9 3 b は、屈曲部 9 1 c とは異なる方向に屈曲し、基端側第 1 部分 9 3 a に連なる屈曲部 9 3 c (第 2 の屈曲部) を有する。基端側第 2 部分 9 3 b には、先端側基板 9 1 の先端側第 2 部分 9 1 b に形成されている複数の電極 9 0 1 a のうちの一部とそれぞれ接続する複数の電極 9 0 3 a からなる電極群 9 0 3 A が形成されている。

【 0 0 6 3 】

第 2 基板 9 3 B は、超音波ケーブル 8 と接続する基端側第 1 部分 9 3 d と、先端側基板 9 1 と接続し、主面が基端側第 1 部分 9 3 d の主面と向かい合う第 2 部分 9 3 e と、を有する。

【 0 0 6 4 】

基端側第 2 部分 9 3 e は、屈曲部 9 1 c とは異なる方向に屈曲し、基端側第 1 部分 9 3 d に連なる屈曲部 9 3 f (第 2 の屈曲部) を有する。基端側第 2 部分 9 3 e には、先端側基板 9 1 の基端側第 2 部分 9 1 b に形成されている複数の電極 9 0 1 a のうちの一部とそれぞれ接続する複数の電極 9 0 3 b からなる電極群 9 0 3 B が形成されている。

【 0 0 6 5 】

中継基板 9 B は、先端側基板 9 1 に対し、第 1 基板 9 3 A と第 2 基板 9 3 B とを、対向する側面側にそれぞれ配設し、対応する電極 9 0 1 a と、電極 9 0 3 a または 9 0 3 b と同士を接続することによって、屈曲端部が互いに反対方向に屈曲した構造をなす。

【 0 0 6 6 】

この際、屈曲部 9 1 c と、屈曲部 9 3 c 、 9 3 f は、互いに直交する方向に屈曲している。具体的には、屈曲部 9 1 c の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_1 (第 1 の直線) と、屈曲部 9 3 c の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{21} (第 2 の直線) 、および、屈曲部 9 3 f の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{22} (第 2 の直線) とが、屈曲部 9 1 c と、屈曲部 9 3 c 、 9 3 f との間に延びる主面と直交する方向からみた平面視において、互いに直交している。本実施の形態 3 において、屈曲部 9 1 c と、屈曲部 9 3 c 、 9 3 f

との間に延びる主面は、先端側第２部分９１ｂまたは基端側第２部分９３ｂもしくは９３ｅの主面である。

【００６７】

本実施の形態３に係る中継基板９Ｂは、先端側基板９１に基端側基板９３を連結した状態において、屈曲部９１ｃ、９３ｃ、９３ｆにより、異なる二つの方向にそれぞれ屈曲した構成をなしている。本実施の形態３によれば、湾曲部２１２が湾曲した際、ＸＹ平面上で湾曲した場合であっても、ＸＺ平面上で湾曲した場合であっても、その湾曲に応じて複数の屈曲部（屈曲部９１ｃ、９３ｃ、９３ｆ）が屈曲することによって、湾曲により生じる応力を緩和することができる。このように、本実施の形態３では、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる。

10

【００６８】

（実施の形態４）

図１２は、本発明の実施の形態４に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。図１３は、本発明の実施の形態４に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、先端側基板９４の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図１２に示す中継基板９Ｃは、超音波振動子７に接続する先端側基板９４と、超音波ケーブル８にそれぞれ接続する基端側基板９３とを有する。基端側基板９３（第１基板９３Ａおよび第２基板９３Ｂ）は、上述した実施の形態３と同様であるため、説明を省略する。

【００６９】

20

先端側基板９４は、超音波振動子７から延びる先端側第１部分９４ａと、先端側第１部分９４ａの主面に対して垂直な主面を有する先端側第２部分９４ｂおよび先端側第３部分９４ｃと、を有する。先端側第２部分９４ｂおよび先端側第３部分９４ｃは、スリット９４ｆを介して離間している。

【００７０】

先端側第２部分９４ｂは、先端側第１部分９４ａに連なる屈曲部９４ｄ（第１の屈曲部）を有する。先端側第３部分９４ｃは、先端側第１部分９４ａに連なる屈曲部９４ｅ（第１の屈曲部）を有する。屈曲部９４ｄ、９４ｅは、屈曲端部が互いに反対方向に屈曲している。

【００７１】

30

この際、屈曲部９４ｃ、９４ｄと、屈曲部９３ｃ、９３ｆとは、互いに直交する方向に屈曲している。具体的には、屈曲部９４ｃの屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{11} （第１の直線）および、屈曲部９４ｄの屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{12} （第１の直線）と、屈曲部９３ｃの屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{21} （第２の直線）、および、屈曲部９３ｆの屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{22} （第２の直線）とが、屈曲部９４ｃ、９４ｄと、屈曲部９３ｃ、９３ｆとの間に延びる主面と直交する方向からみた平面視において、互いに直交している。本実施の形態４において、屈曲部９４ｃ、９４ｄと、屈曲部９３ｃ、９３ｆとの間に延びる主面は、先端側第２部分９４ｂもしくは９４ｃまたは基端側第２部分９３ｂもしくは９３ｅの主面である。なお、直線 L_{11} と直線 L_{12} とは平行であり、直線 L_{21} と直線 L_{22} とは平行である。

40

【００７２】

先端側第２部分９４ｂには、超音波振動子７と向かい合う主面において、第２基板９３Ａに形成されている電極群９０３Ａの各電極９０３ａとそれぞれ接続する複数の電極９０４ａからなる電極群９０４Ａが形成されている。

【００７３】

先端側第３部分９４ｃには、超音波振動子７と向かい合う主面において、第２基板９３Ｂに形成されている電極群９０３Ｂの各電極９０３ｂとそれぞれ接続する複数の電極９０４ｂからなる電極群９０４Ｂが形成されている。

【００７４】

中継基板９Ｃは、先端側基板９４に対し、第１基板９３Ａと第２基板９３Ｂとを、スリ

50

ット 9 4 f を介してそれぞれ配設し、対応する電極 9 0 4 a および電極 9 0 3 a、電極 9 0 4 b および電極 9 0 3 b を接続することによって、互いに異なる方向に屈曲した構造をなす。

【 0 0 7 5 】

本実施の形態 4 に係る中継基板 9 C は、先端側基板 9 4 と、基端側基板 9 3 とを連結した状態において、屈曲部 9 3 c、9 3 f、9 4 d、9 4 e により、異なる二つの方向にそれぞれ屈曲した構成をなしている。本実施の形態 4 によれば、湾曲部 2 1 2 が湾曲した際、X Y 平面上で湾曲した場合であっても、X Z 平面上で湾曲した場合であっても、その湾曲に応じて複数の屈曲部（屈曲部 9 3 c、9 3 f、9 4 d、9 4 e）が屈曲することによって、湾曲により生じる応力を緩和することができる。このように、本実施の形態 4 では、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる。

10

【 0 0 7 6 】

（実施の形態 4 の変形例）

図 1 4 および図 1 5 は、本発明の実施の形態 4 の変形例に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。図 1 5 は、図 1 4 に示す Y 方向からみた図である。同図に示す中継基板 9 D は、超音波振動子 7 に接続する先端側基板 9 5 と、超音波ケーブル 8 にそれぞれ接続する基端側基板 9 3 とを有する。基端側基板 9 3（第 1 基板 9 3 A および第 2 基板 9 3 B）は、上述した実施の形態 3 と同様であるため、説明を省略する。

20

【 0 0 7 7 】

先端側基板 9 5 は、超音波振動子 7 から延びる先端側第 1 部分 9 5 a と、先端側第 1 部分 9 5 a の主面に対して垂直な主面を有する先端側第 2 部分 9 5 b 及び先端側第 3 部分 9 5 c と、を有する。先端側第 2 部分 9 5 b および先端側第 3 部分 9 5 c は、スリット 9 5 f を介して離間している。

【 0 0 7 8 】

先端側第 2 部分 9 5 b は、先端側第 1 部分 9 5 a に連なる屈曲部 9 5 d（第 1 の屈曲部）を有する。先端側第 3 部分 9 5 c は、先端側第 1 部分 9 5 a に連なる屈曲部 9 5 e（第 1 の屈曲部）を有する。屈曲部 9 5 d、9 5 e は、屈曲端部が互いに反対方向に屈曲している。

30

【 0 0 7 9 】

この際、屈曲部 9 5 d、9 5 e と、屈曲部 9 3 c、9 3 f とは、互いに直交する方向に屈曲している。具体的には、屈曲部 9 5 d の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{11} （第 1 の直線）および、屈曲部 9 5 e の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{12} （第 1 の直線）と、屈曲部 9 3 c の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{21} 、および、屈曲部 9 3 f の屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_{22} とが、屈曲部 9 5 d、9 5 e と、屈曲部 9 3 c、9 3 f との間に延びる主面と直交する方向からみた平面視において、互いに直交している。本変形例において、屈曲部 9 5 d、9 5 e と、屈曲部 9 3 c、9 3 f との間に延びる主面は、先端側第 2 部分 9 5 b もしくは 9 5 c または基端側第 2 部分 9 3 b もしくは 9 3 e の主面である。なお、直線 L_{11} と直線 L_{12} とは平行である。

40

【 0 0 8 0 】

先端側第 2 部分 9 5 b には、超音波振動子 7 と向かい合う主面において、第 1 基板 9 3 A に形成されている電極群 9 0 3 A の各電極 9 0 3 a とそれぞれ接続する複数の電極からなる電極群（図示せず）が形成されている。

【 0 0 8 1 】

第 3 先端側部分 9 5 c には、超音波振動子 7 と向かい合う主面において、第 2 基板 9 3 B に形成されている電極群 9 0 3 B の各電極 9 0 3 b とそれぞれ接続する複数の電極からなる電極群（図示せず）が形成されている。

【 0 0 8 2 】

先端側基板 9 5 は、例えば、上述した先端側基板 9 4 の先端側第 3 部分 9 4 c の電極群

50

904Bを反対側の主面に形成し、かつ反対方向に屈曲させた形状である。

【0083】

中継基板9Dは、先端側基板95に対し、第1基板93Aと第2基板93Bとの互いの湾曲方向を逆にして、対応する電極同士を接続することによって、互いに異なる方向に屈曲した構造をなす。

【0084】

本変形例に係る中継基板9Dは、先端側基板95および基端側基板93を連結した状態において、屈曲部93c、93f、95d、95eにより、異なる二つの方向にそれぞれ屈曲した構成をなしている。本変形例によれば、湾曲部212が湾曲した際、XY平面上で湾曲した場合であっても、XZ平面上で湾曲した場合であっても、その湾曲に応じて複数の屈曲部（屈曲部93c、93f、95d、95e）が屈曲することによって、湾曲により生じる応力を緩和することができる。このように、本変形例では、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる。

【0085】

（実施の形態5）

図16は、本発明の実施の形態5に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。図17は、本発明の実施の形態5に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、第1基板96の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図18は、本発明の実施の形態5に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、第2基板97の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図19に示す中継基板9Eは、超音波振動子7に接続する先端側基板96と、超音波ケーブル8に接続する基端側基板97とを有する。

【0086】

先端側基板96は、超音波振動子7から延びる先端側第1部分96aと、先端側第1部分96aとは異なる方向に延び、基端側基板97と連結する先端側第2部分96bと、を有する。先端側第1部分96aは、超音波による走査面と平行な平面（図15のXZ平面）に対して直交する主面を有する。例えば、先端側基板96は、上述した実施の形態2の先端側基板91に対し、90°回転した配置となる。先端側第2部分96bは、先端側第1部分96aおよび先端側第2部分96bを接続する屈曲部96c（第1の屈曲部）を有する。

【0087】

基端側基板97は、超音波ケーブル8と接続する基端側第1部分97aと、先端側基板96と接続し、主面が先端側第2部分96bを介して基端側第1部分97aと向かい合う基端側第2部分97bと、を有する。基端側第2部分97bは、屈曲部96cとは異なる方向に屈曲し、基端側第1部分97aに連なる屈曲部97c（第2の屈曲部）を有する。

【0088】

この際、屈曲部96cと、屈曲部97cとは、互いに直交する方向に屈曲している。具体的には、屈曲部96cの屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_1 （第1の直線）と、屈曲部97cの屈曲端部の稜線に沿って延びる直線 L_2 （第2の直線）とが、屈曲部96c、97cの間に延びる主面と直交する方向からみた平面視において、互いに直交している。本実施の形態5において、屈曲部96c、97cの間に延びる主面は、先端側第2部分9bまたは基端側第2部分97bの主面である。

【0089】

先端側基板96の先端側第2部分96bには、基端側基板97と接続するための複数の電極906aからなる電極群906が形成されている（図16参照）。他方、基端側基板97には、先端側基板96の先端側第2部分96bに形成されている各電極906aとそれぞれ接続する複数の電極907aからなる電極群907が形成されている（図17参照）。中継基板9Eは、先端側基板96と基端側基板97とにおいて対応する電極906a、907a同士を接続することによって、互いに異なる方向に屈曲した構造をなす。中継基板9Eは、上述した中継基板9Aの先端側基板91と基端側2基板92との湾曲態様を

逆にした形状をなしている。

【0090】

本実施の形態5に係る中継基板9Eは、先端側基板96および基端側基板97を連結した状態において、屈曲部96c、97cにより、異なる二つの方向にそれぞれ屈曲した構成をなしている。本実施の形態5によれば、湾曲部212が湾曲した際、XY平面上で湾曲した場合であっても、XZ平面上で湾曲した場合であっても、その湾曲に応じて互いに屈曲方向の異なる二つの屈曲部(屈曲部96c、97c)が屈曲することによって、湾曲により生じる応力を緩和することができる。このように、本実施の形態5では、二方向に湾曲可能な湾曲部が、いずれの方向に湾曲した場合であっても応力を緩和することができる。

10

【0091】

(実施の形態6)

図19は、本発明の実施の形態6に係る超音波内視鏡における超音波機能部の一部の構成を模式的に示す図であって、本実施の形態6に係る第1基板91Aの湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図20は、図19の領域Rを拡大した図である。図21は、図20に示すA-A線断面図である。本実施の形態6に係る超音波振動子モジュールにおける先端側基板91Aの全体的な形状は、図6に示す先端側基板91と同じである。本実施の形態6は、先端側基板91Aにおける電極の構成が、先端側基板91と異なっているため、ここではその電極の構成についてのみ説明する。

20

【0092】

先端側基板91Aは、先端側第1部分91a、先端側第2部分91bおよび屈曲部91cを有する。先端側第2部分91bには、基端側基板92と接続するための複数の電極910aからなる電極群910が形成されている。先端側第2部分91bには、長手方向を揃えて配列され、この配列方向で隣り合う電極910a間にスリット911が形成されるとともに、電極910aの裏面には、空間912が形成されている。各電極910aは、スリット911が形成する空間と、空間912とによってフライングリード構造をなし、基端側基板92の屈曲による可動範囲が、スリット911や空間912が設けられていない場合と比して大きくなる。本実施の形態6では、電極910aがフライングリード構造をなすことによって、基端側基板92から受ける応力を、電極910aによって吸収することができる。

30

【0093】

なお、上述した実施の形態6では、フライングリード構造が先端側基板91Aの先端側第2部分91bの電極において形成されるものとして説明したが、基端側基板92の基端側第2部分92bの電極において形成されるようにしてもよい。

【0094】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態および変形例によってのみ限定されるべきものではない。本発明は、以上説明した実施の形態および変形例には限定されず、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。また、実施の形態および変形例の構成を適宜組み合わせてもよい。

40

【0095】

また、上述した実施の形態1~6において、各基板の屈曲部に切欠きを設けたり、屈曲部の厚さを他の部分の厚さよりも薄くしたりして、屈曲部の剛性を他の部分よりも小さくして、変形しやすくしてもよい。また、屈曲部以外の部分(先端側部分および/または基端側部分)を硬質の材料を用いて形成し、屈曲部が、応力に対してより積極的に変形するような構成としてもよい。

【0096】

図22は、本発明のその他の実施の形態に係る超音波内視鏡における超音波機能部の内部構成を模式的に示す斜視図である。例えば、図22に示す中継基板9Fのように、第3部材90cが、第1部分90aおよび第2部分90bの厚さと比して、小さい厚さを有す

50

る屈曲部 90 f、90 g を有するものであってもよい。

【0097】

また、上述した実施の形態 1～6 では、超音波を出射するとともに、外部から入射した超音波をエコー信号に変換するものとして圧電素子を例に挙げて説明したが、これに限らず、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) を利用して製造した素子、例えば C-MUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) や P-MUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers) であってもよい。

【0098】

また、超音波内視鏡として、光学系がなく、振動子を機械的に回転させ走査する細径の超音波プローブに適用してもよい。超音波プローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、

10

【0099】

気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

20

【0100】

また、超音波内視鏡として、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に用いられる。

【0101】

なお、上述した実施の形態 1～6 では、超音波振動子を先端に備えた超音波内視鏡を例に説明したが、超音波振動子を有しない内視鏡、例えば、内視鏡モジュール 215 のみを先端に備えた内視鏡においても適用することが可能である。内視鏡の場合、撮像素子に接続する中継基板と、中継基板からコネクタまで延びるケーブルとを備えた構成において、上述した実施の形態 1～6 の構成を適用することが可能である。

30

【0102】

また、上述した実施の形態 1～6 では、挿入部 21 が可撓管部 213 を備えている超音波内視鏡を例に説明したが、可撓管部 213 に代えて硬質の管部を有する挿入部を備える内視鏡、すなわち硬性鏡であっても適用することが可能である。

【符号の説明】

【0103】

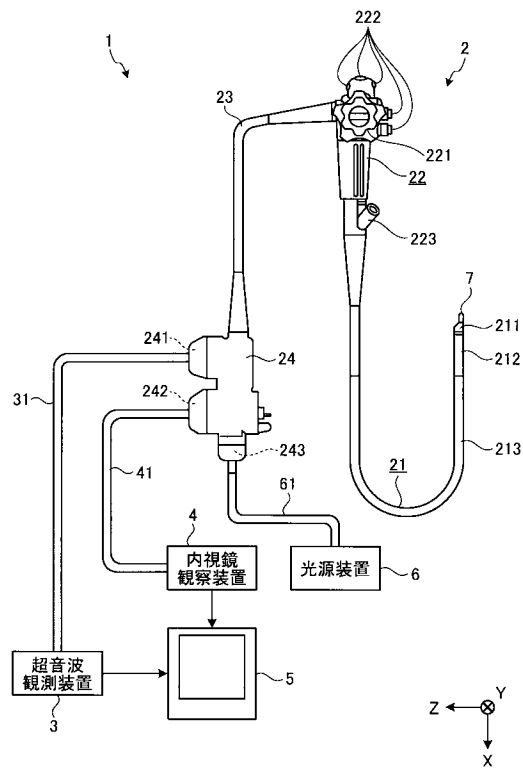
- 1 内視鏡システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 内視鏡観察装置
- 5 表示装置
- 6 光源装置
- 7 超音波振動子
- 8、31 超音波ケーブル
- 9、9A、9B、9C、9D、9E、9F 中継基板
- 21 挿入部
- 22 操作部
- 23 ユニバーサルコード
- 24 コネクタ
- 41 ビデオケーブル

40

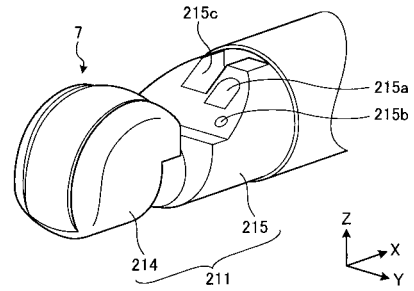
50

6 1	光ファイバケーブル	
7 1	圧電素子	
7 2	第 1 音響整合層	
7 3	第 2 音響整合層	
7 4	音響レンズ	
8 1	同軸線	
9 0 a	第 1 部分	
9 0 b	第 2 部分	
9 0 c	第 3 部分	
9 0 d、9 0 e、9 0 f、9 0 g、9 1 c、9 2 c、9 3 c、9 3 f、9 4 d、9 4 e		10
、9 5 d、9 5 e、9 6 c、9 7 c	屈曲部	
9 1、9 4 ~ 9 6	先端側基板	
9 2、9 3、9 7	基端側基板	
9 3 A	第 1 基板	
9 3 B	第 2 基板	
9 1 a、9 4 a、9 5 a、9 6 a	先端側第 1 部分	
9 1 b、9 4 b、9 5 b、9 6 b	先端側第 2 部分	
9 2 a、9 3 a、9 3 d、9 7 a	基端側第 1 部分	
9 2 b、9 3 b、9 3 e、9 7 b	基端側第 2 部分	
9 4 c、9 5 c	先端側第 3 部分	20
2 1 1	先端部	
2 1 2	湾曲部	
2 1 3	可撓管部	
2 1 4	超音波振動子モジュール	
2 1 5	内視鏡モジュール	
2 2 1	湾曲ノブ	
2 2 2	操作部材	
2 2 3	処置具挿入口	
L ₁ 、L ₁₁ 、L ₁₂ 、L ₂ 、L ₂₁ 、L ₂₂	直線	

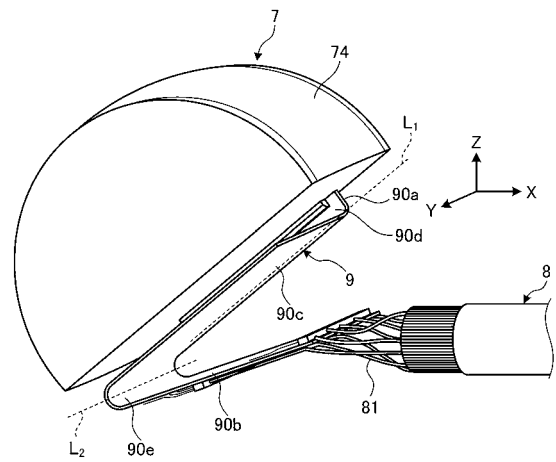
【図 1】



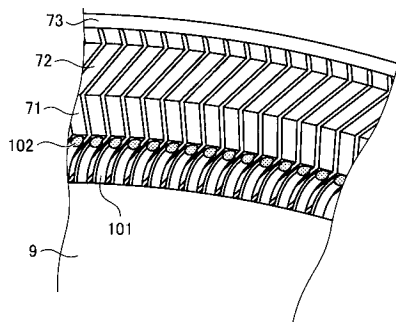
【図 2】



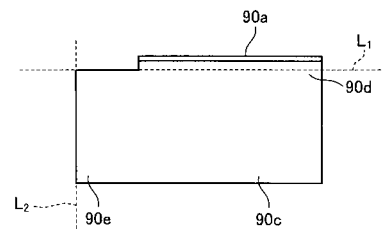
【図 3】



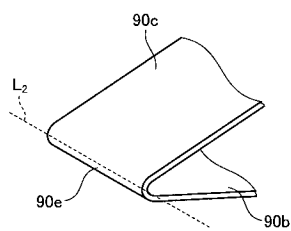
【図 4】



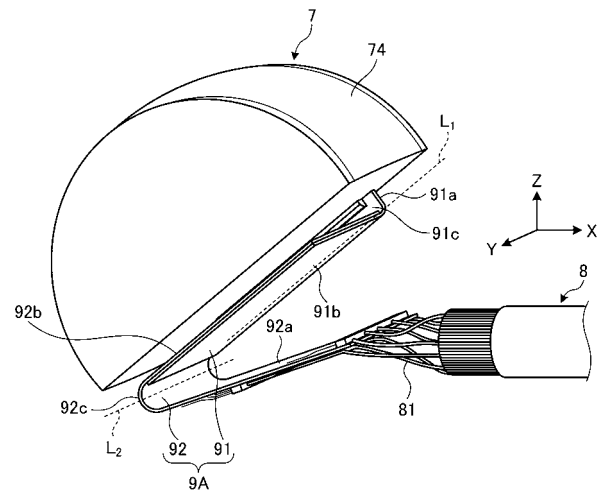
【図 6】



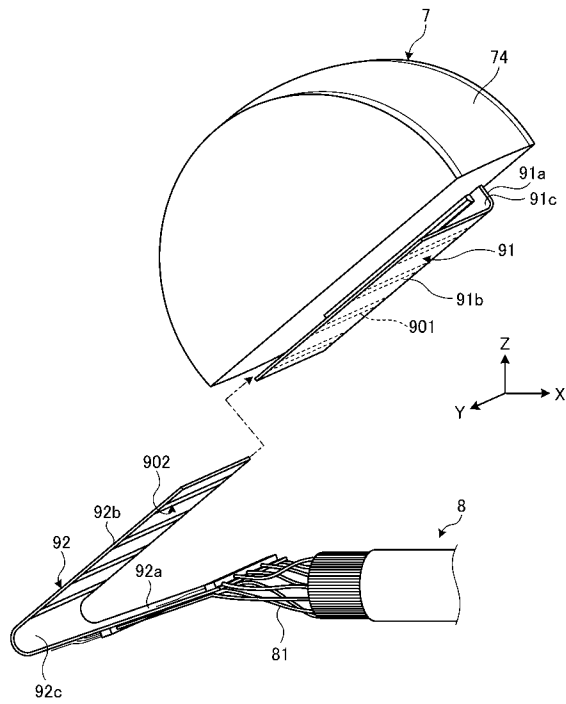
【図 5】



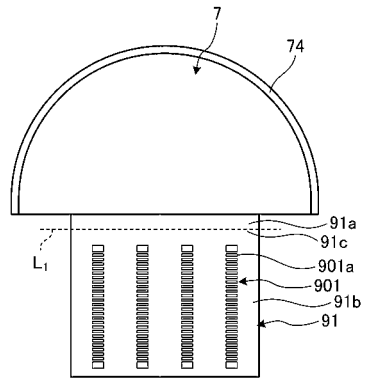
【図 7】



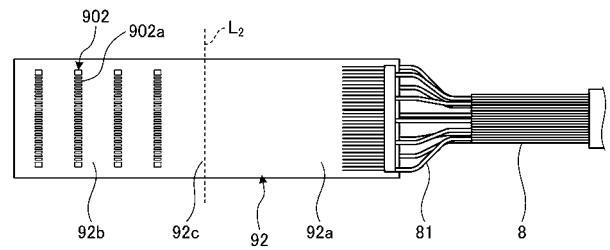
【図 8】



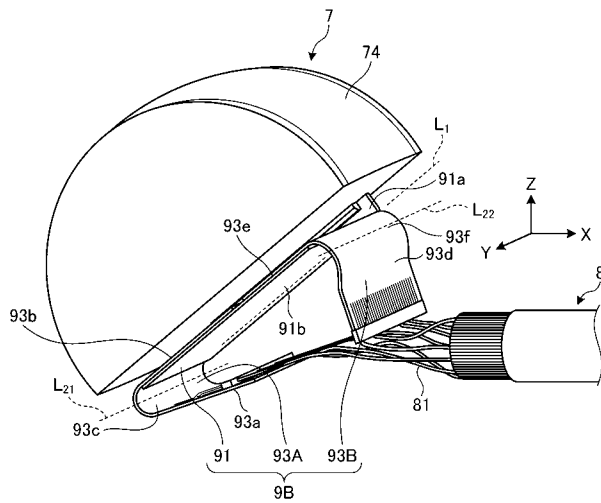
【図 9】



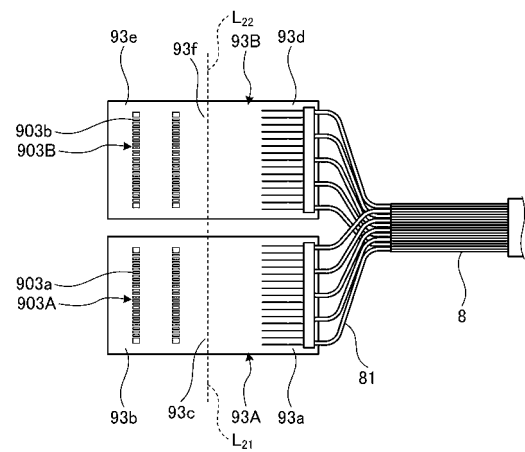
【図 10】



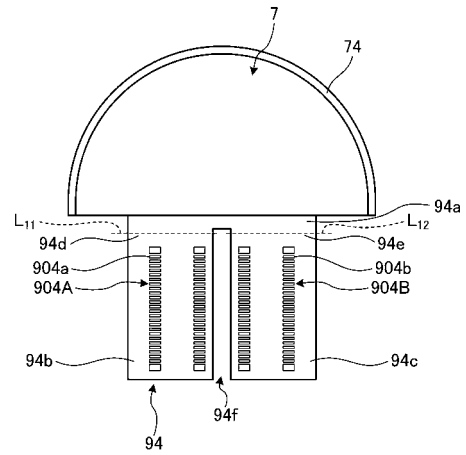
【図 11】



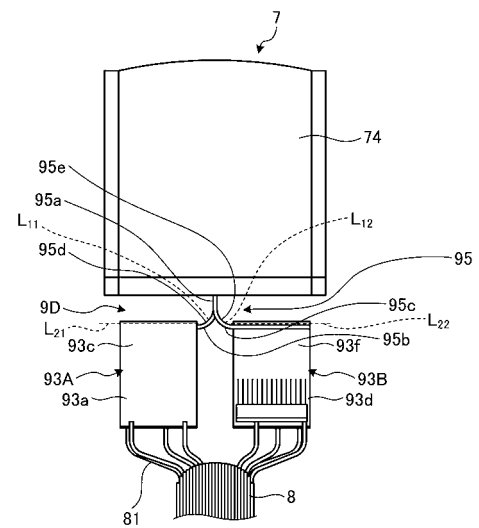
【図 12】



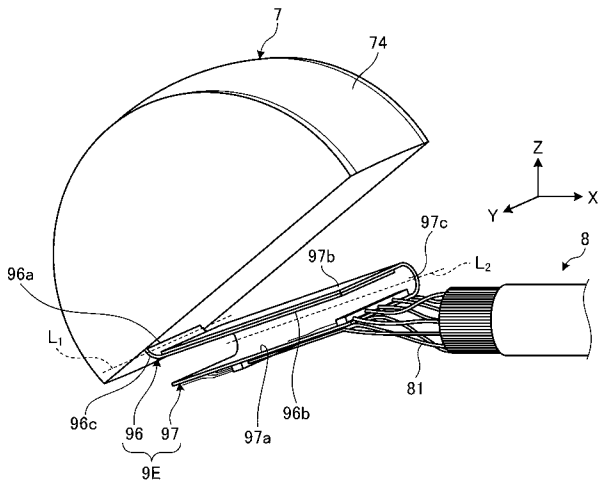
【 図 1 4 】



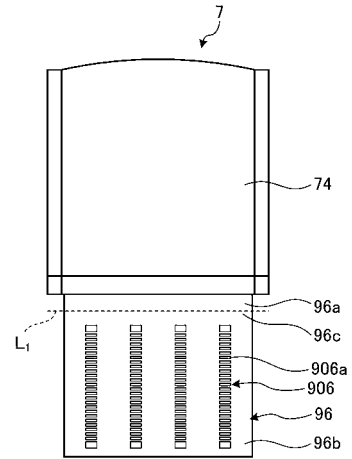
【 図 1 6 】



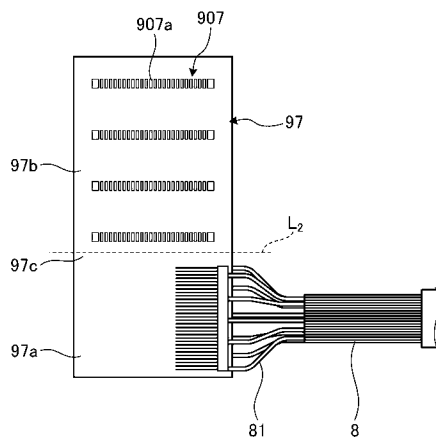
【図 17】



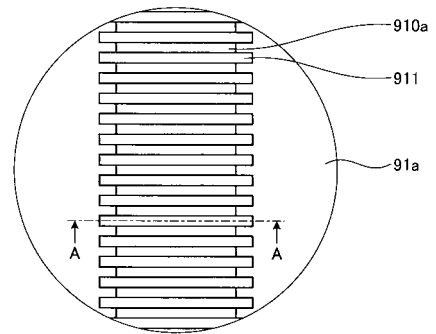
【図 18】



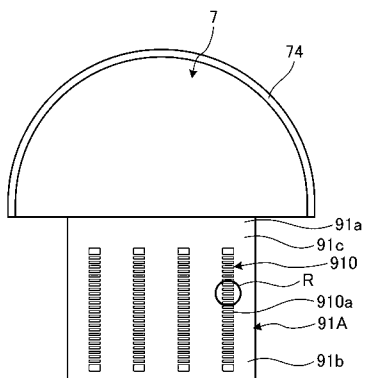
【図 19】



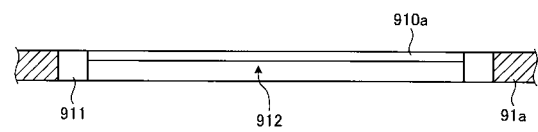
【図 21】



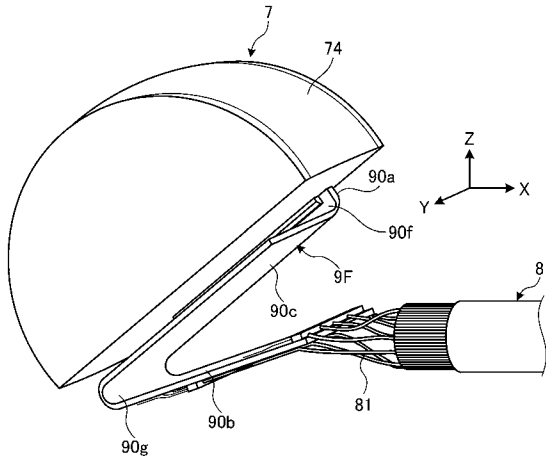
【図 20】



【図 22】



【図 23】



专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2019054962A	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2017180380	申请日	2017-09-20
[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		
发明人	熊田 祐也		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B8/12 G02B23/24 A61B1/0676 A61B8/4494		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.530 A61B1/04.530 A61B1/05 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA56 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF41 4C161/PP06 4C161/WW16 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE10 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GB20		
其他公开文献	JP2019054962A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种即使在能够在两个方向上弯曲的弯曲部分在任何方向上弯曲时也能够减轻应力的内窥镜。具有用于产生用于产生图像数据的电信号的元件的尖端，连接到尖端的基端侧并且能够在彼此正交的两个方向上弯曲的弯曲部分，以及弯曲部分的基部具有连接到端侧的管部分的元件，弯曲部分和管部分通过其插入的多个同轴线，电信号通过所述同轴线传输，以及主表面分别弯曲的第一和第二弯曲部分并且，用于连接同轴线并将电信号从元件传输到同轴线的中继基板，以及与第一弯曲部的弯曲端接触的第一切面，以及并且与弯曲部分的弯曲端部接触的第二切向平面彼此相交。[选中图]图3

