

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年3月28日(28.03.2019)



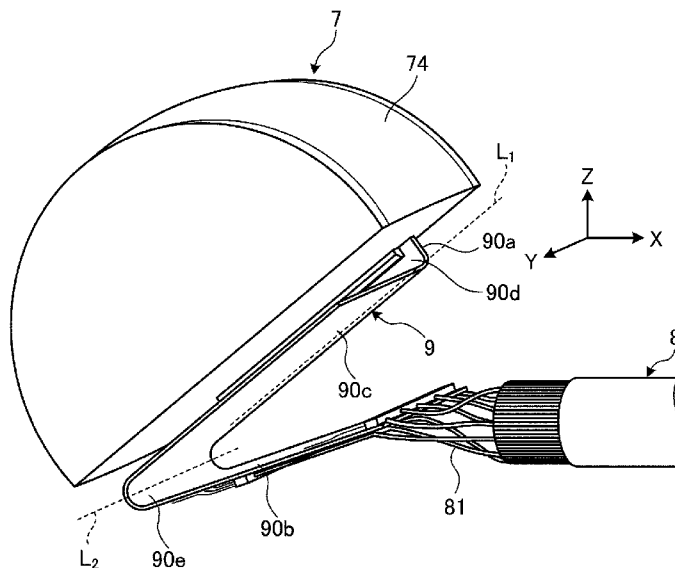
(10) 国際公開番号

WO 2019/059192 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01) *A61B 1/05* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/034523
- (22) 国際出願日: 2018年9月18日(18.09.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-180380 2017年9月20日(20.09.2017) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (**OLYMPUS CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 熊田 祐也(**KUMATA, Yuya**); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (**SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE**); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,

(54) Title: ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡



(57) Abstract: An endoscope according to the present invention comprises: a leading end part having an element that generates electrical signals for generating image data; a bend part connected toward the proximal end of the leading end part and capable of bending in two mutually perpendicular directions; a plurality of coaxial lines inserted through the bend part and transmitting the electrical signals; and a relay substrate having a circuit line, a first curved part with a primary surface that curves, and a second curved part with a primary surface that curves in a direction perpendicular to that of the

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

first curved part, and having one end of the circuit line electrically connected to the element and the other end connected to the coaxial lines, thereby transmitting the electrical signals from the element to the coaxial lines.

(57) 要約: 本発明にかかる内視鏡は、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、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、湾曲部を挿通し、前記電気信号の伝送を行う複数の同軸線と、配線、主面が屈曲する第1の屈曲部、および、第1の屈曲部と直交する方向に主面が屈曲する第2の屈曲部を有し、配線の一端を素子に電氣的に接続し、他端を同軸線に接続して、素子から同軸線へ電気信号を伝送する中継基板と、を備える。

明 細 書

発明の名称：内視鏡

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、屈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って、その荷重による、撮像素子とフレキシブル基板との接続部に加わ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ないため、撮像素子とフレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和

和することができない場合があった。

[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、いずれの方向に湾曲した場合であってもフレキシブル基板の接続部に加わる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、前記湾曲部を挿通し、前記電気信号の伝送を行う複数の同軸線と、配線、主面が屈曲する第1の屈曲部、および、前記第1の屈曲部と直交する方向に主面が屈曲する第2の屈曲部を有し、前記配線の一端を前記素子に電氣的に接続し、他端を前記同軸線に接続して、前記素子から前記同軸線へ前記電気信号を伝送する中継基板と、を備える、ことを特徴とする。

[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。

[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。

[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。

[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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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

[0020] 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

場合であってもフレキシブル基板の接続部に加わる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

[0021] [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先端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10]図 10 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11]図 11 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12]図 12 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13]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内部構成を模式的に示す斜視図である。

[図14]図 14 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15]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16]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17]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18]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一部の構成を模式的に示す図である。

[図19]図 1 9 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 2 0 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 2 1 は、図 2 0 の領域 R を拡大した図である。

[図22]図 2 2 は、図 2 1 に示す A - A 線断面図である。

[図23]図 2 3 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 2 1 と、操作部 2 2 と、ユニバーサルコード 2 3 と、コネクタ 2 4 とを備える。挿入部 2 1 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 2 1 は、図 1 に示すように、先端側に設けられ、超音波振動子 7 を含む硬性の先端部 2 1 1 と、先端部 2 1 1 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 2 1 2 と、湾曲部 2 1 2 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管部 2 1 3 とを備える。ここで、挿入部 2 1 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（同軸線 8 1）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 2 1 2 は、先端部 2 1 1 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 2 1 2 は、例えば図 1 に示す X Y 平面上で湾曲して先端部 2 1 1 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 2 1 1 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。

[0028] 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。

[0029] 図 1 に戻り、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。

[0030] 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。

[0031] 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。

- [0032] 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。
- [0033] 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。
- [0034] 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。
- [0035] 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。
- [0036] 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先端部 2 1 1 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 7 の構成を説明する図である。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（1 D 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 X Z 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72と、第1音響整合層72の圧電素子71と接する側と反対側に設けられる第2音響整合層73と、第2音響整合層73の第1音響整合層72と接する側と反対側に設けられる音響レンズ74（図3参照）とを有する。圧電素子71の第1音響整合層72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71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。

[0038] 図4において、圧電素子71は、電氣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氣的なエコー信号に変換して出力する。圧電素子71は、超音波ケーブル31と電氣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81を有している。各同軸線81は、後述する中継基板9を介して対応する圧電素子71と電氣的に接続している。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71の数に応じて設けられている。

[0039] 第1音響整合層72および第2音響整合層73は、圧電素子71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71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72および第2音響整合層73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72および第2音響整合層73）を有するものとして説明するが、圧電素子71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。

[0040] 音響レンズ74は、第1音響整合層72、第2音響整合層73の外表面を被覆する。音響レンズ74は、超音波振動子7の外表面をなしている。音響レンズ74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73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74については、任意に設けることができ、当該音響レンズ74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71が振動することで、第1音響整合層72、第2音響整合層73および音響レンズ74を介して観測対象に超音波を照射する。この際、圧電素子71において、第1音響整合層72、第2音響整合層73および音響レンズ74の配設側と反対側は、バッキング材により、圧電素子71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74、第2音響整合層73および第1音響整合層72を介して圧電素子71に伝えられる。伝達された超音波により圧電素子71が振動し、圧電素子71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。

[0042] 超音波振動子モジュール214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214）と超音波観測装置3とを電氣的に接続する経路の一部をなす複数の同軸線81（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71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101が半田102によって圧電素子71の接続部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81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。

[0043] 中継基板9は、超音波振動子7から延びる第1部分90aと、超音波ケーブル8と接続する第2部分90bと、第1部分90aから第2部分90bと

の間の電気信号の伝送経路をなす第3部分90c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。

[0044] 第3部分90cは、第1部分90aに連なる屈曲部90d（第1の屈曲部）と、屈曲部90dとは異なる方向に屈曲し、第2部分90bに連なる屈曲部90e（第2の屈曲部）と、を有する。

[0045] 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90e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90d、90eの間に位置する第3部分90c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。

[0046] 屈曲部90d、90e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90d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90e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90d、90e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90d、90eの間に延びる主面は、第3部分90cの主面である。直線 L_2 は、図5、6に示すように、屈曲部90e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90dの屈曲端部の稜線に沿って延びている。

[0047] このような屈曲部90d、90eにおいて、屈曲部90dに接する接平面（第1接平面）の法線ベクトルと、屈曲部90e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212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。すなわち、湾曲部212の湾曲により生じる応力に対して、屈曲部90dに接する接平面（第1接平面）に垂直な応力については屈曲部90dが湾曲し、屈曲部90eに接する接平面（第2接平面）に垂直な応力については屈曲部90eが湾曲するこ

とで、中継基板 9 への応力を低減する。

[0048] 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 90d および屈曲部 90e 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 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 90d、90e）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フレキシブル基板の接続部に加わる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。

[0049] （実施の形態 2）

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。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 7 に示す中継基板 9A は、超音波振動子 7 に接続する先端側基板 91 と、超音波ケーブル 8 に接続するとともに、先端側基板 91 に接続する基端側基板 92 とを有する。

[0050] 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 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 91 の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図 10 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 92 の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。

[0051] 先端側基板 91 は、超音波振動子 7 から延びる先端側第 1 部分 91a と、先端側第 1 部分 91a 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 7 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 と向かい合う基端側第 2 部分 9 2 b と、を有する。

[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 9、10 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。

[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。

[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 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 91c、92c）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フレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和することができる。

[0058] また、本実施の形態 2 によれば、基端側基板 92 に超音波ケーブル 8 を接続した後に先端側基板 91 と基端側基板 92 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 92 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 92 への接続を、一段と容易に行うことが可能となる。

[0059] （実施の形態 3）

図 11 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 12 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 93A および第 2 基板 93B の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図 11 に示す中継基板 9B は、超音波振動子 7 に接続する先端側基板 91 と、超音波ケーブル 8 にそれぞれ接続する第 1 基板 93A および第 2 基板 93B（以下、まとめて基端側基板 93 ということもある）とを有し、先端側基板 91 と基端側基板 93 とを連結してなる。

[0060] 第 1 基板 93A は、超音波ケーブル 8 が有する複数の同軸線 81 のうちの一部の同軸線 81 と接続する。

第 2 基板 93B は、超音波ケーブル 8 が有する複数の同軸線 81 のうち、第 1 基板 93A に接続する同軸線 81 とは異なる同軸線 81 と接続する。

[0061] 第 1 基板 93A は、超音波ケーブル 8 と接続する基端側第 1 部分 93a と、先端側基板 91 と接続し、主面が基端側第 1 部分 93a の主面と向かい合う基端側第 2 部分 93b と、を有する。

- [0062] 基端側第２部分９３ｂは、屈曲部９１ｃとは異なる方向に屈曲し、基端側第１部分９３ａに連なる屈曲部９３ｃ（第２の屈曲部）を有する。基端側第２部分９３ｂには、先端側基板９１の先端側第２部分９１ｂに形成されている複数の電極９０１ａのうちの一部とそれぞれ接続する複数の電極９０３ａからなる電極群９０３Ａが形成されている。
- [0063] 第２基板９３Ｂは、超音波ケーブル８と接続する基端側第１部分９３ｄと、先端側基板９１と接続し、主面が基端側第１部分９３ｄの主面と向かい合う基端側第２部分９３ｅと、を有する。
- [0064] 基端側第２部分９３ｅは、屈曲部９１ｃとは異なる方向に屈曲し、基端側第１部分９３ｄに連なる屈曲部９３ｆ（第２の屈曲部）を有する。基端側第２部分９３ｅには、先端側基板９１の基端側第２部分９１ｂに形成されている複数の電極９０１ａのうちの一部とそれぞれ接続する複数の電極９０３ｂからなる電極群９０３Ｂが形成されている。
- [0065] 中継基板９Ｂは、先端側基板９１に対し、第１基板９３Ａと第２基板９３Ｂとを、対向する側面側にそれぞれ配設し、対応する電極９０１ａと、電極９０３ａまたは９０３ｂ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。
- [0066] この際、屈曲部９１ｃと、屈曲部９３ｃ、９３ｆ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９１ｃ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９１ｃ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３において、屈曲部９１ｃと、屈曲部９３ｃ、９３ｆ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フレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和することができる。

[0068] （実施の形態4）

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内部構成を模式的に示す斜視図である。図14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13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] 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] 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。

- [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、スリット94fを介してそれぞれ配設し、対応する電極904aおよび電極903a、電極904bおよび電極903b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。
- [0075] 本実施の形態4に係る中継基板9Cは、先端側基板94と、基端側基板93とを連結した状態において、屈曲部93c、93f、94d、94e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、94d、94e）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フレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和することができる。

[0076] （実施の形態4の変形例）

図 1 5 および図 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 6 は、図 1 5 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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

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。

[0081] 第3先端側部分95c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からなる電極群（図示せず）が形成されている。

[0082] 先端側基板95は、例えば、上述した先端側基板94の先端側第3部分94cの電極群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フレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和することができる。

[0085] （実施の形態5）

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内部構成を模式的に示す斜視図である。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17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 96 a と、先端側第 1 部分 96 a 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 96 b と、を有する。先端側第 1 部分 96 a は、超音波による走査面と平行な平面（図 17 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 96 b は、先端側第 1 部分 96 a および先端側第 2 部分 96 b を接続する屈曲部 96 c（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 97 a と、先端側基板 96 と接続し、主面が先端側第 2 部分 96 b を介して基端側第 1 部分 97 a と向かい合う基端側第 2 部分 97 b と、を有する。基端側第 2 部分 97 b は、屈曲部 96 c とは異なる方向に屈曲し、基端側第 1 部分 97 a に連なる屈曲部 97 c（第 2 の屈曲部）を有する。

[0088] この際、屈曲部 96 c と、屈曲部 97 c 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 96 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 97 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 96 c、97 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 5 において、屈曲部 96 c、97 c の間に延びる主面は、先端側第 2 部分 96 b または基端側第 2 部分 97 b の主面である。

[0089] 先端側基板 96 の先端側第 2 部分 96 b には、基端側基板 97 と接続するための複数の電極 906 a からなる電極群 906 が形成されている（図 18 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 96 b に形成されている各電極 906 a とそれぞれ接続する複数の電極 907 a からなる電極群 907 が形成されている（図 19 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 906 a、907 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。

中継基板 9 E は、上述した中継基板 9 A の先端側基板 9 1 と基端側 2 基板 9 2 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 9 E は、先端側基板 9 6 および基端側基板 9 7 を連結した状態において、屈曲部 9 6 c、9 7 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 5 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 6 c、9 7 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 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フレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和することができる。

[0091] （実施の形態 6）

図 2 0 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 9 1 A の湾曲部分を引き延ばした構成を示す図である。図 2 1 は、図 2 0 の領域 R を拡大した図である。図 2 2 は、図 2 1 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 9 1 A の全体的な形状は、図 6 に示す先端側基板 9 1 と同じである。本実施の形態 6 は、先端側基板 9 1 A における電極の構成が、先端側基板 9 1 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。

[0092] 先端側基板 9 1 A は、先端側第 1 部分 9 1 a、先端側第 2 部分 9 1 b および屈曲部 9 1 c を有する。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 1 0 a からなる電極群 9 1 0 が形成されている。先端側第 2 部分 9 1 b 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 9 1 0 a 間にスリット 9 1 1 が形成されるとともに、電極 9 1 0 a の裏面には、空間 9 1 2 が形成されている。各電極 9 1 0 a は、スリット 9 1 1 が形成する空間と、空間 9 1 2 とによってフライングリード構造をなし、基端側基板 9 2 の屈曲による可動範囲が、スリット 9 1 1 や空間 9 1 2

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。

[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。

[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。例えば、図23に示す中継基板9Fのように、第3部分90cが、第1部分90aおよび第2部分90bの厚さと比して、小さい厚さを有する屈曲部90f、90g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 Micromach

ined 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、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。

[0099] 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。

[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。

[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。

産業上の利用可能性

[0103] 以上のように、本発明にかかる内視鏡は、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フレキシブル基板の接続部に加わる応力を緩和するのに有用である。

符号の説明

- [0104]
- 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
 - 61 光ファイバケーブル
 - 71 圧電素子
 - 72 第1音響整合層
 - 73 第2音響整合層
 - 74 音響レンズ
 - 81 同軸線
 - 90a 第1部分
 - 90b 第2部分
 - 90c 第3部分

90 d、90 e、90 f、90 g、91 c、92 c、93 c、93 f、9
4 d、94 e、95 d、95 e、96 c、97 c 屈曲部

91、94～96 先端側基板

92、93、97 基端側基板

93 A 第1基板

93 B 第2基板

91 a、94 a、95 a、96 a 先端側第1部分

91 b、94 b、95 b、96 b 先端側第2部分

92 a、93 a、93 d、97 a 基端側第1部分

92 b、93 b、93 e、97 b 基端側第2部分

94 c、95 c 先端側第3部分

211 先端部

212 湾曲部

213 可撓管部

214 超音波振動子モジュール

215 内視鏡モジュール

221 湾曲ノブ

222 操作部材

223 処置具挿入口

L₁、L₁₁、L₁₂、L₂、L₂₁、L₂₂ 直線

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、
- 前記湾曲部を挿通し、前記電気信号の伝送を行う複数の同軸線と、
- 配線、主面が屈曲する第1の屈曲部、および、前記第1の屈曲部と直交する方向に主面が屈曲する第2の屈曲部を有し、前記配線の一端を前記素子に電氣的に接続し、他端を前記同軸線に接続して、前記素子から前記同軸線へ前記電気信号を伝送する中継基板と、
- を備える、
- 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。

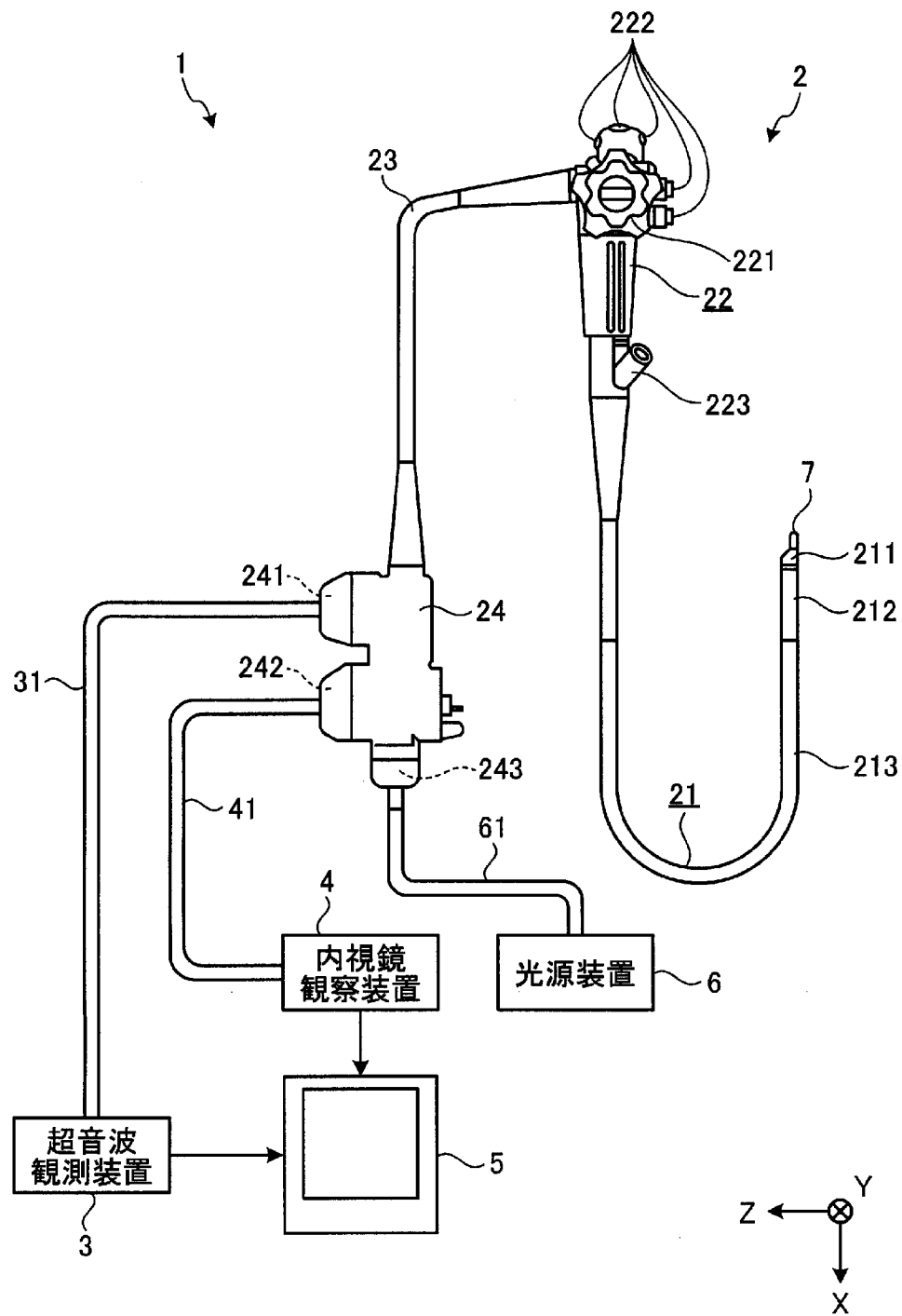
[請求項 10] 前記中継基板は、屈曲自在なフレキシブル基板を用いて形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

[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。

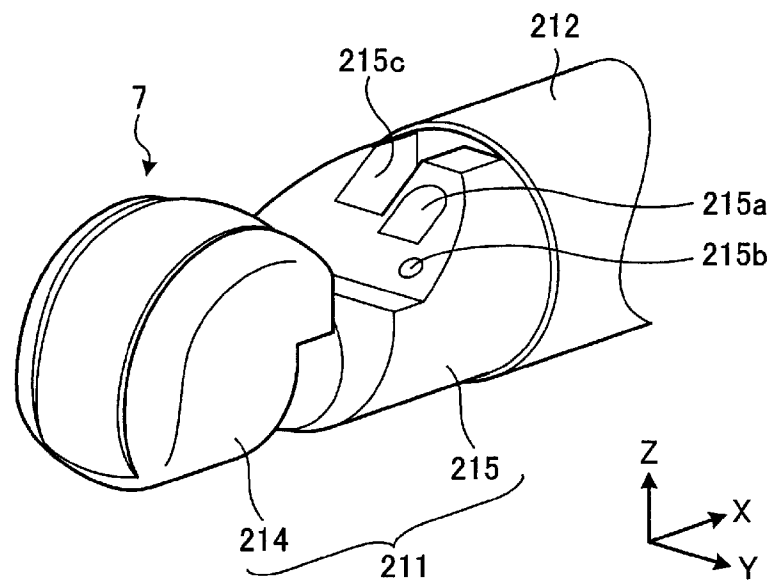
[請求項 12] 前記超音波振動子は、コンベックス型であることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡。

- [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。

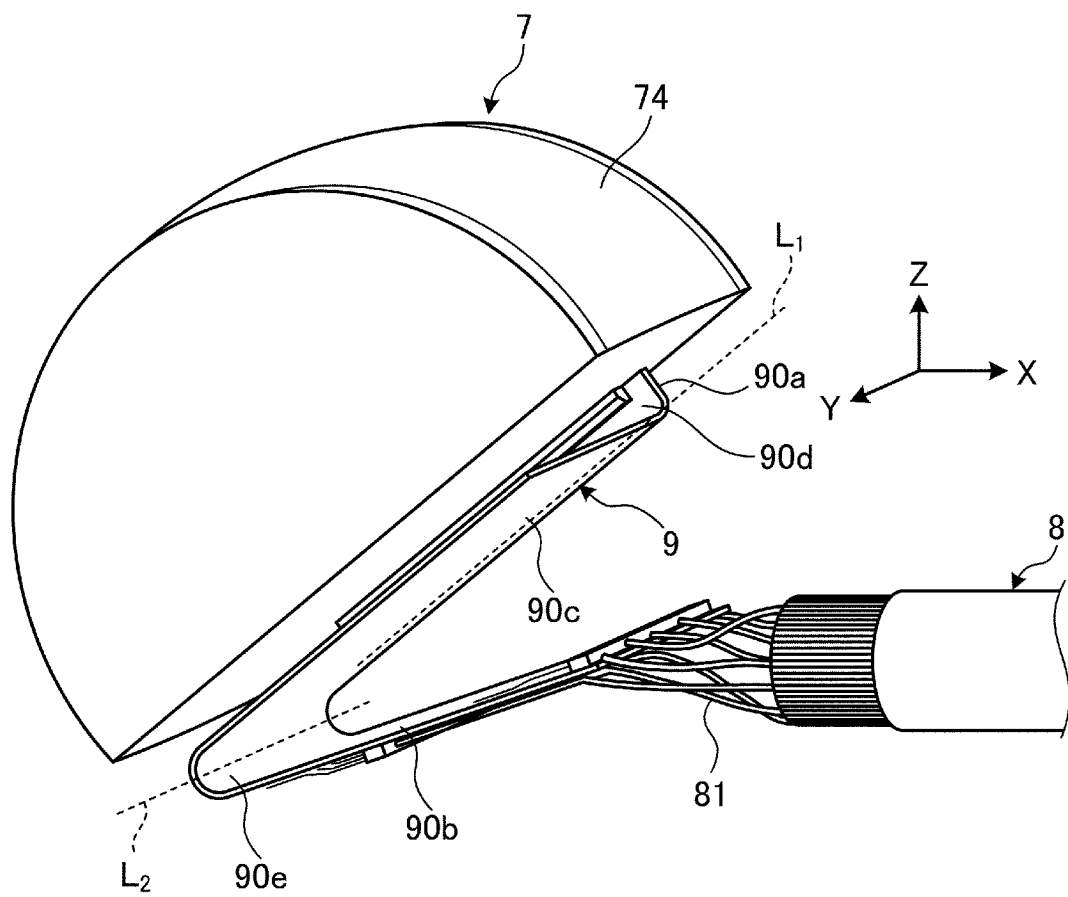
[図1]



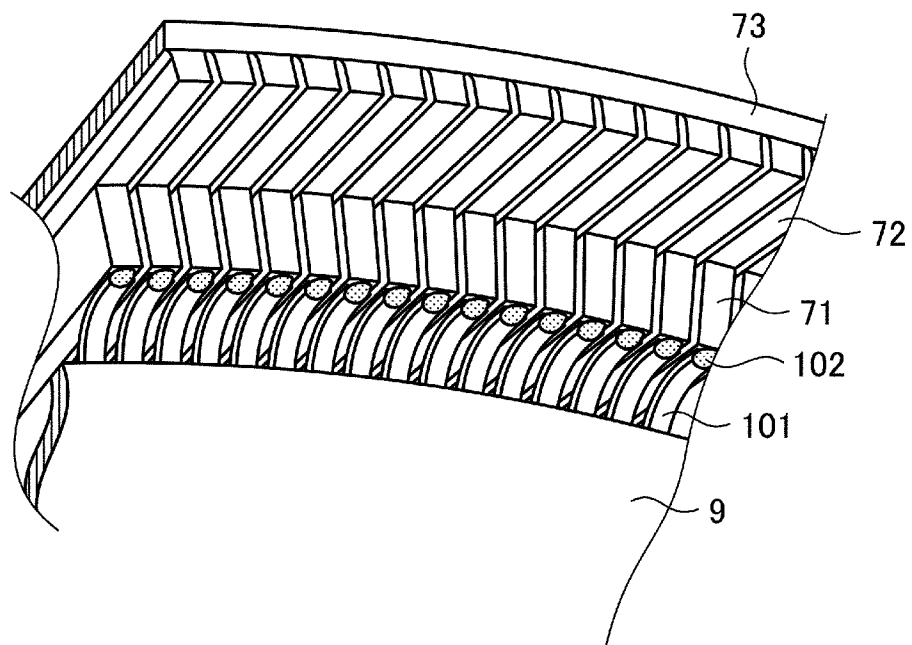
[図2]



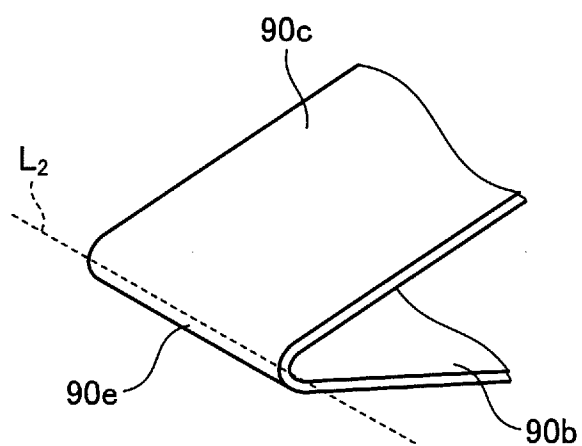
[図3]



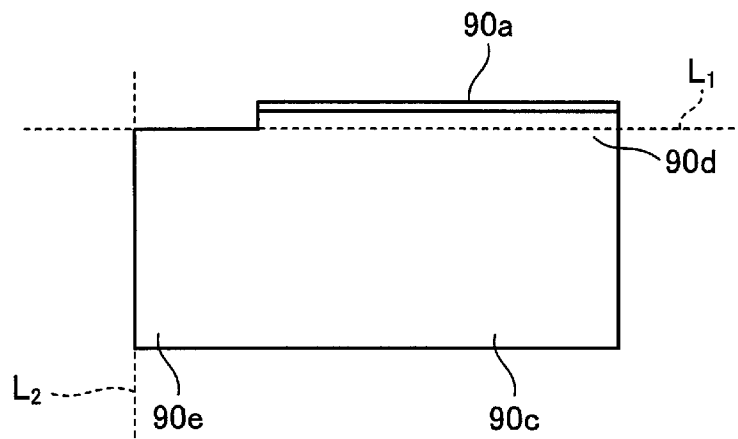
[図4]



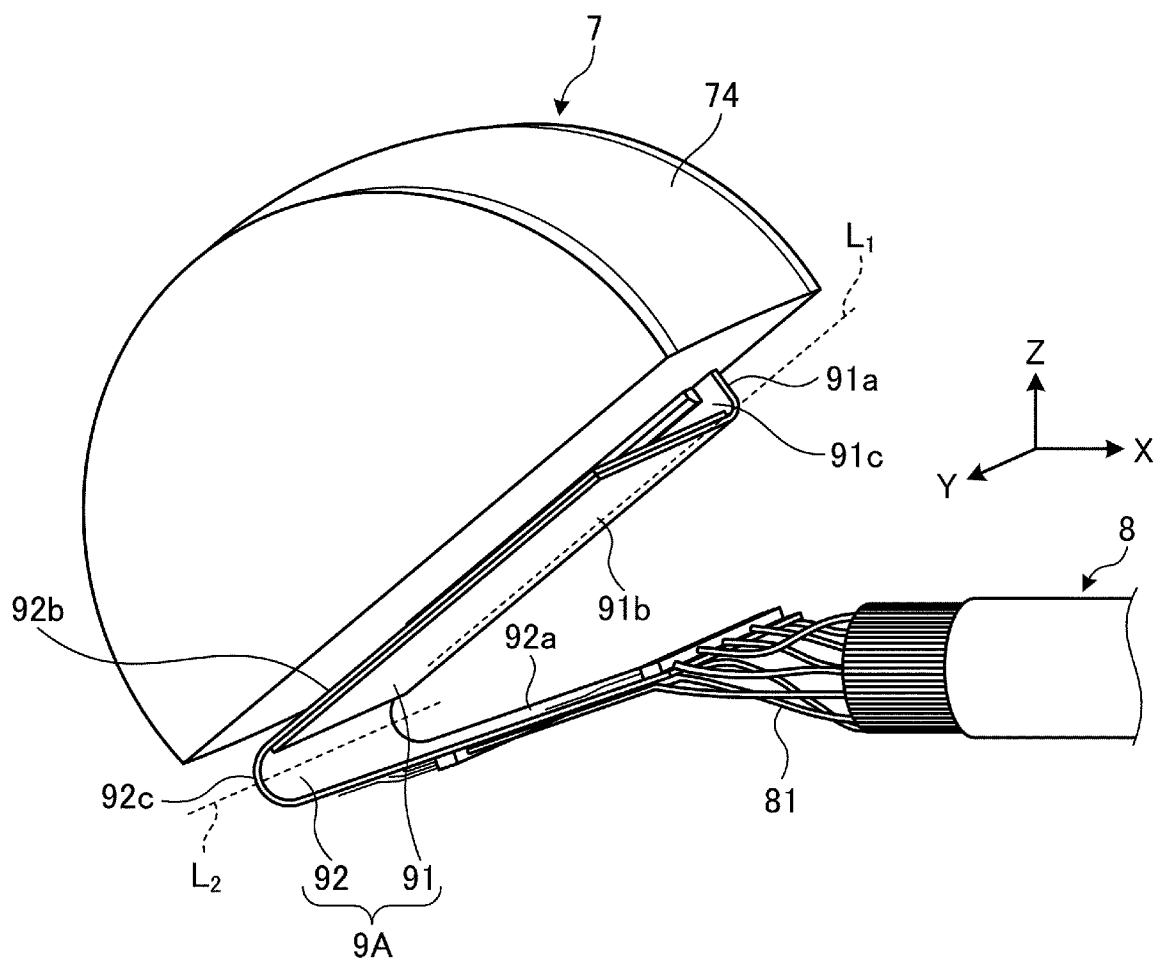
[図5]



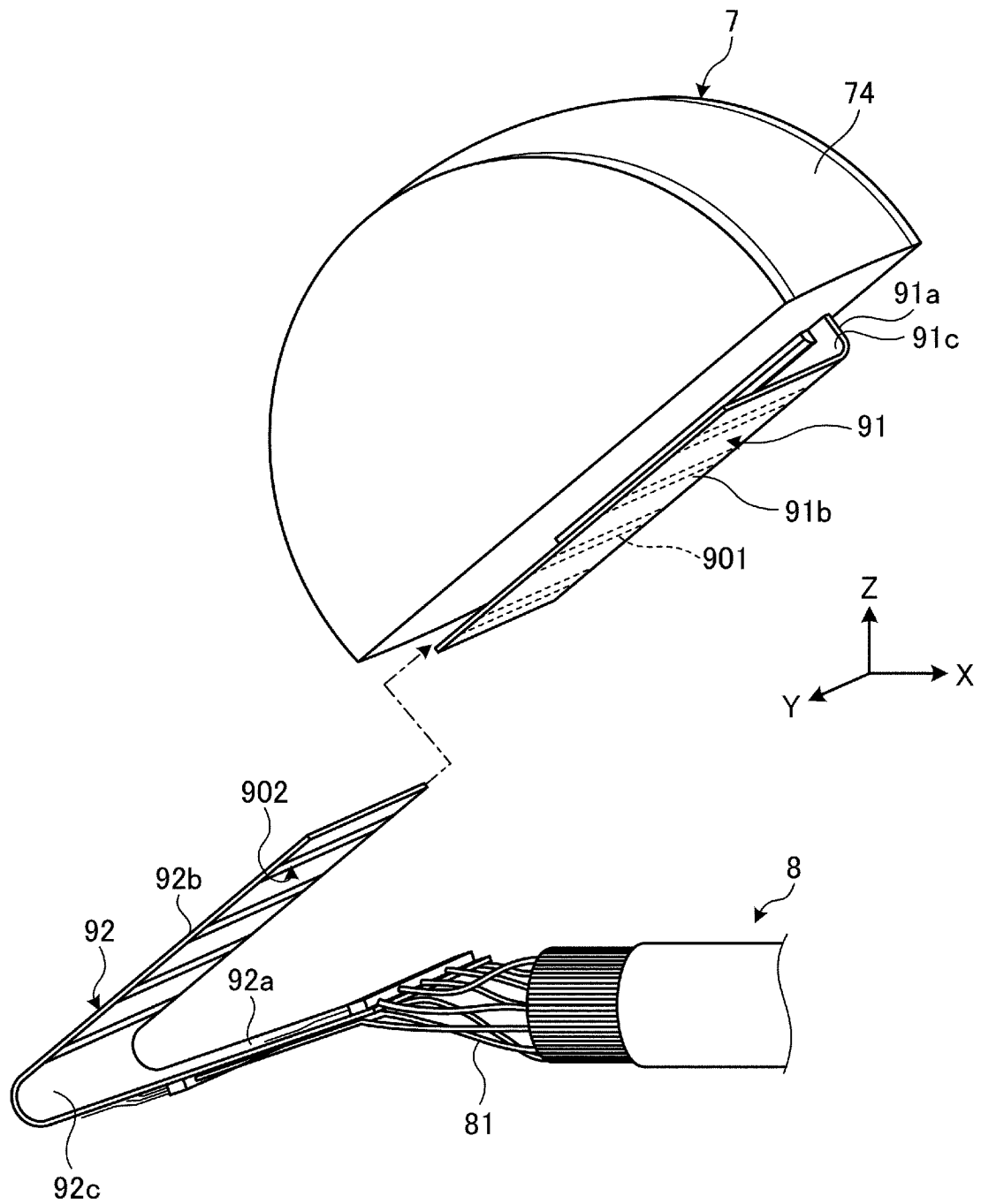
[図6]



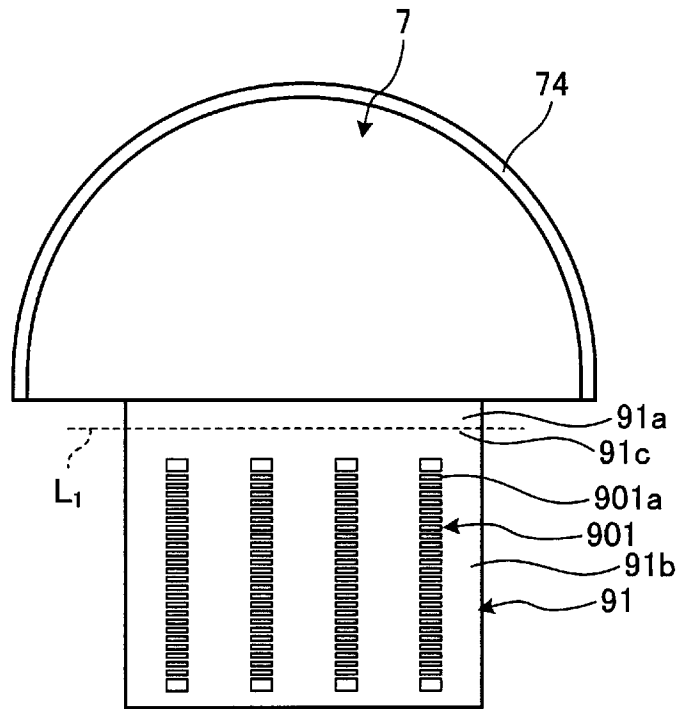
[図7]



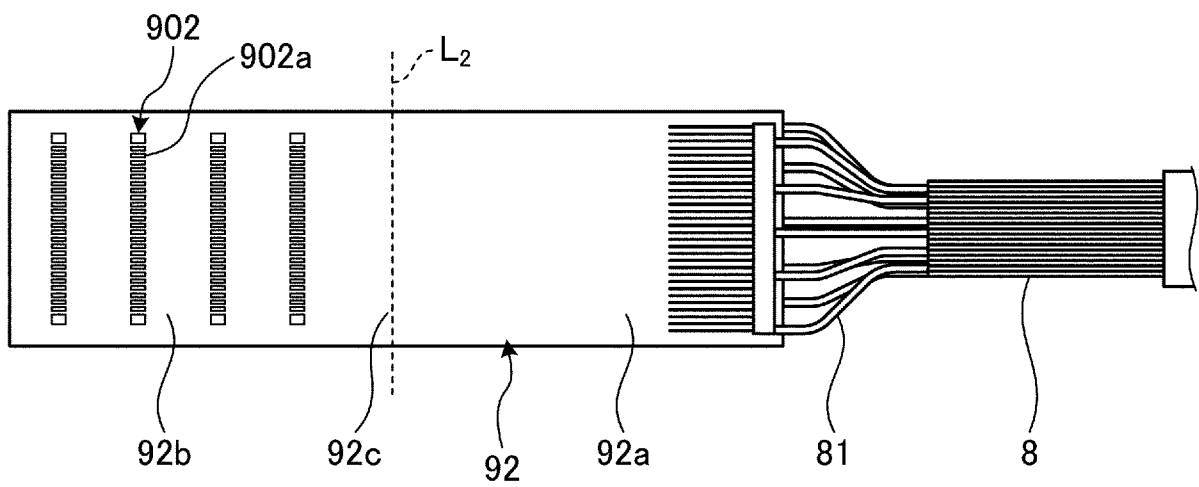
[図8]



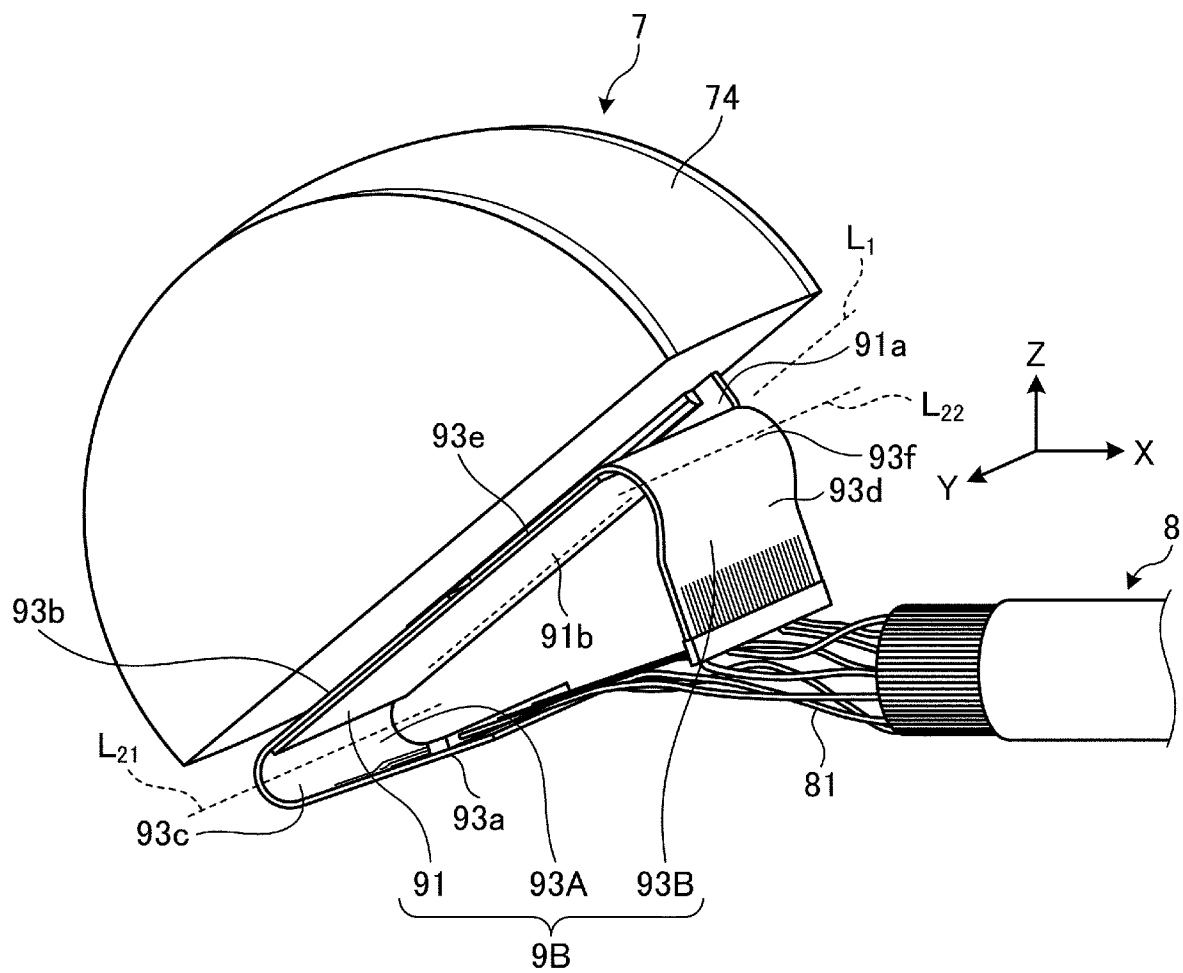
[図9]



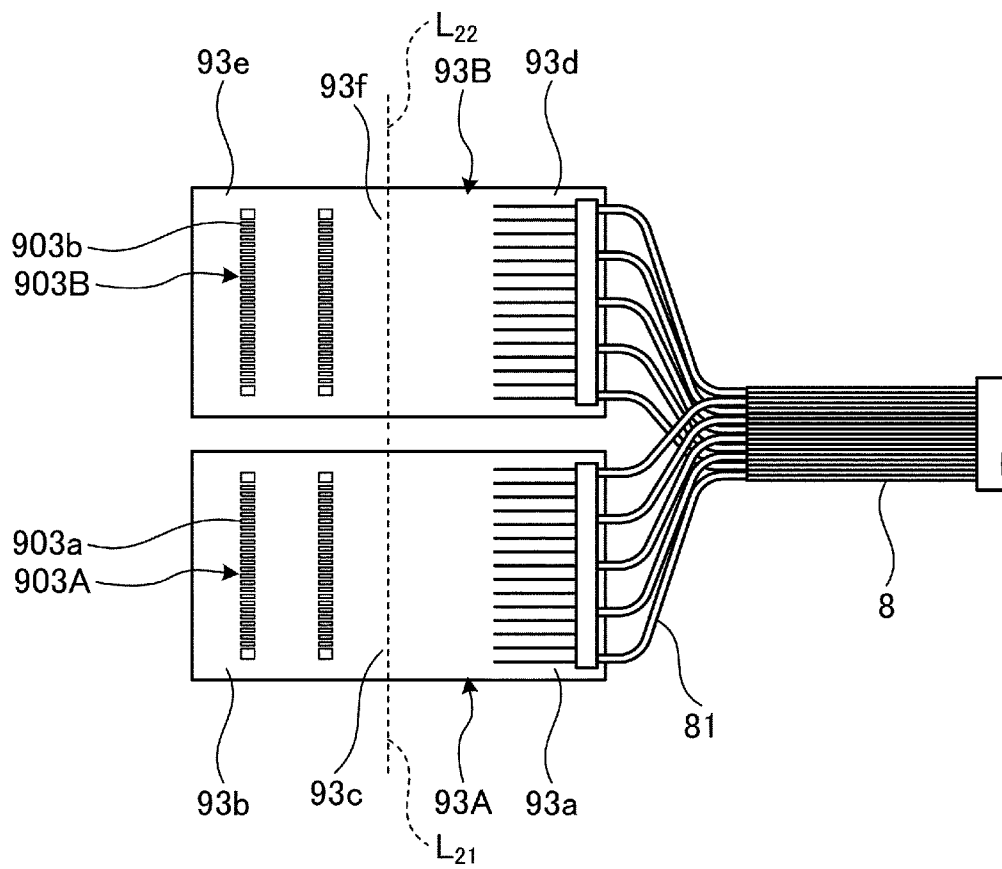
[図10]



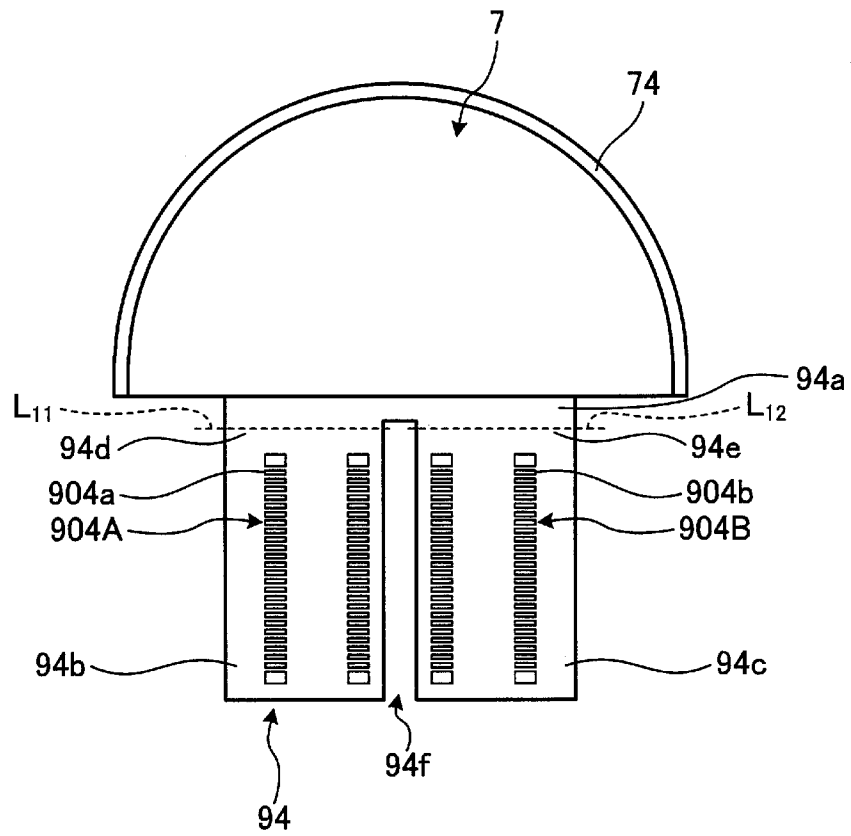
[図11]



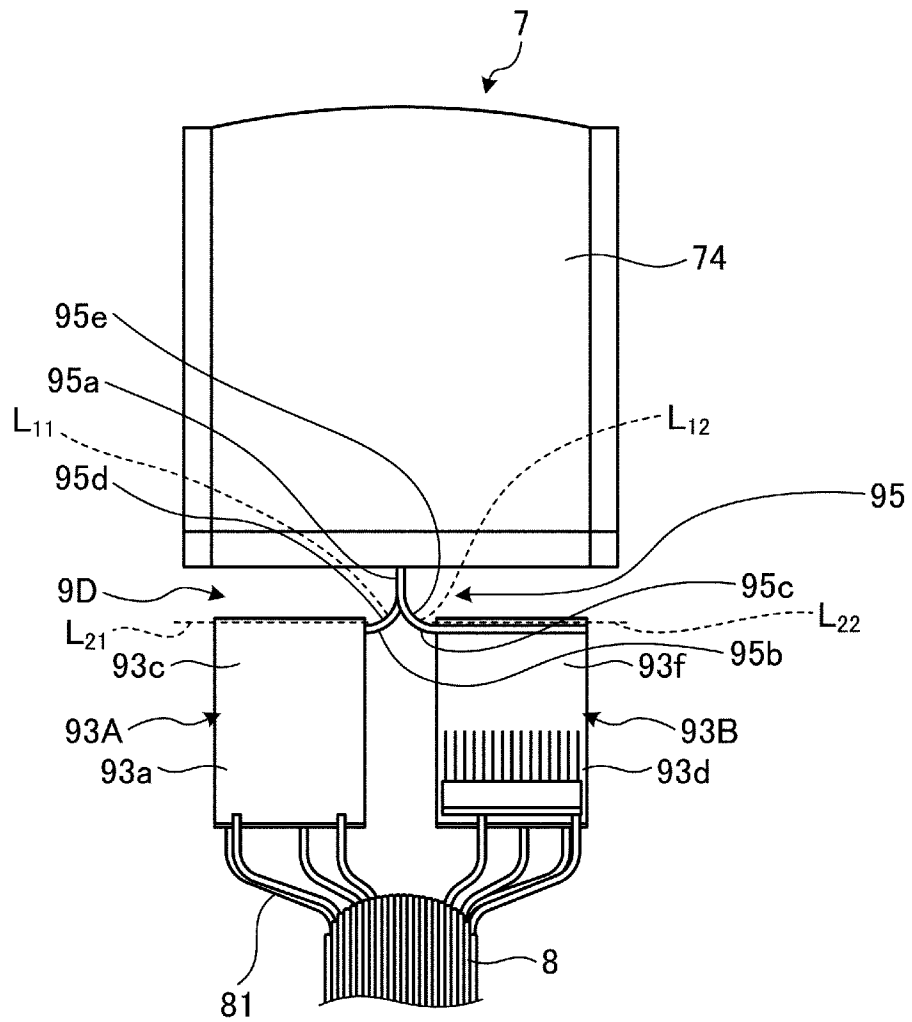
[図12]



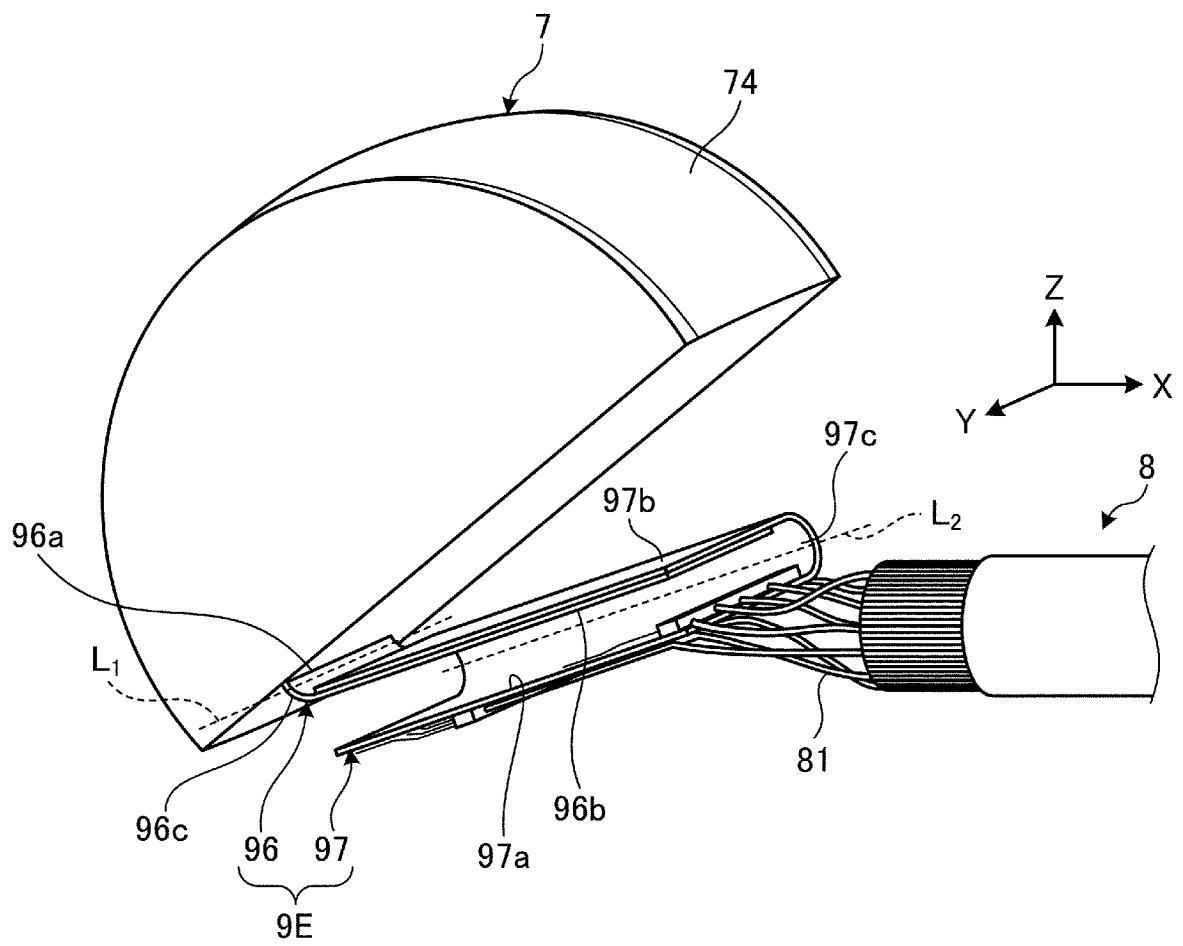
[図14]



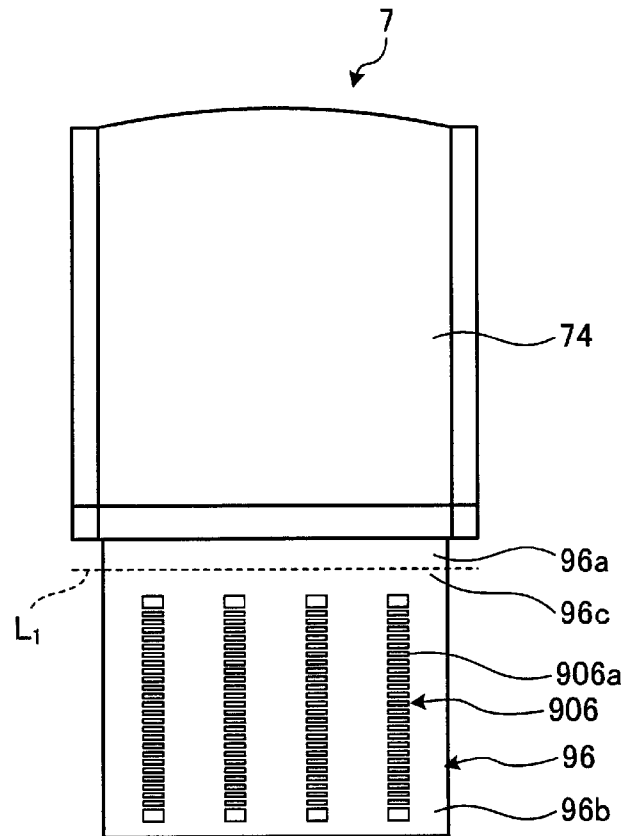
[図16]



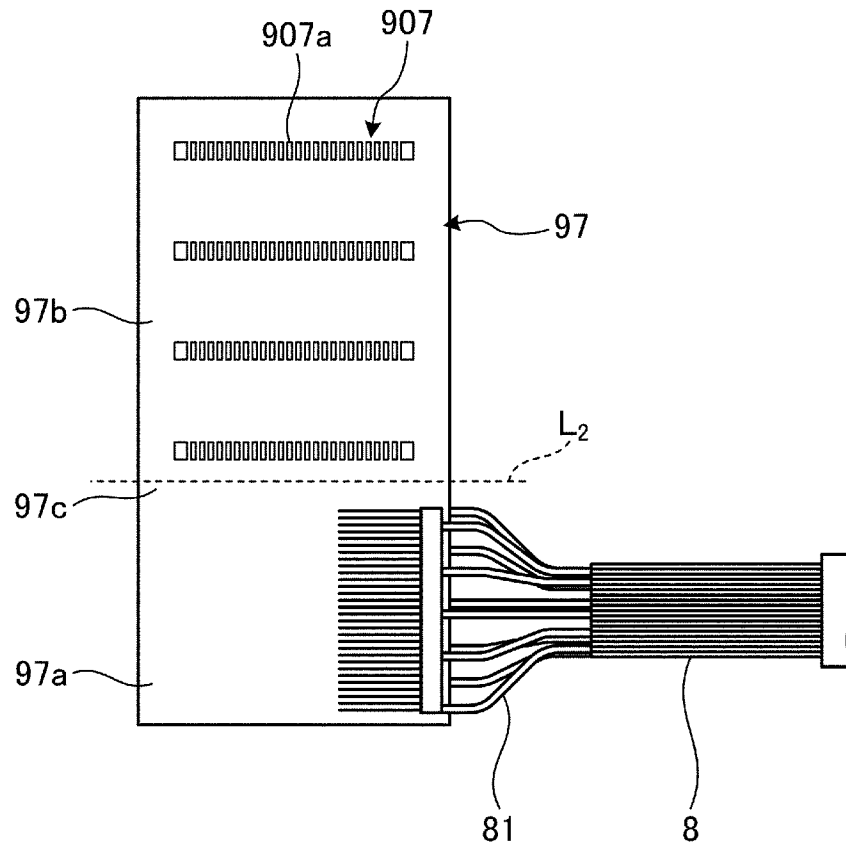
[図17]



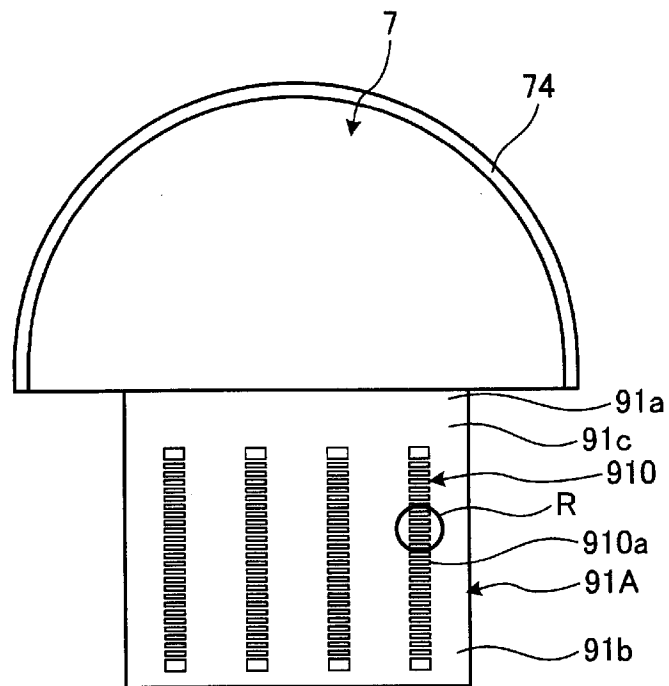
[図18]



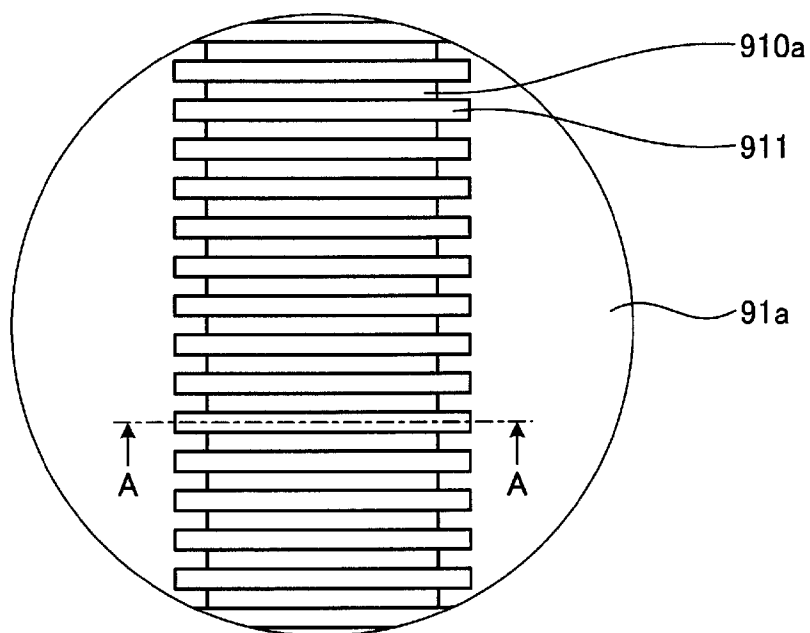
[図19]



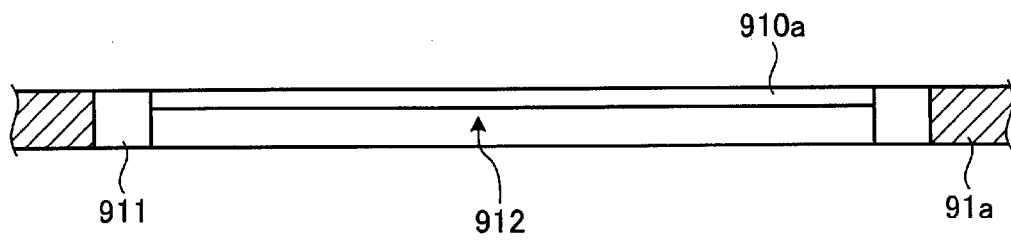
[図20]



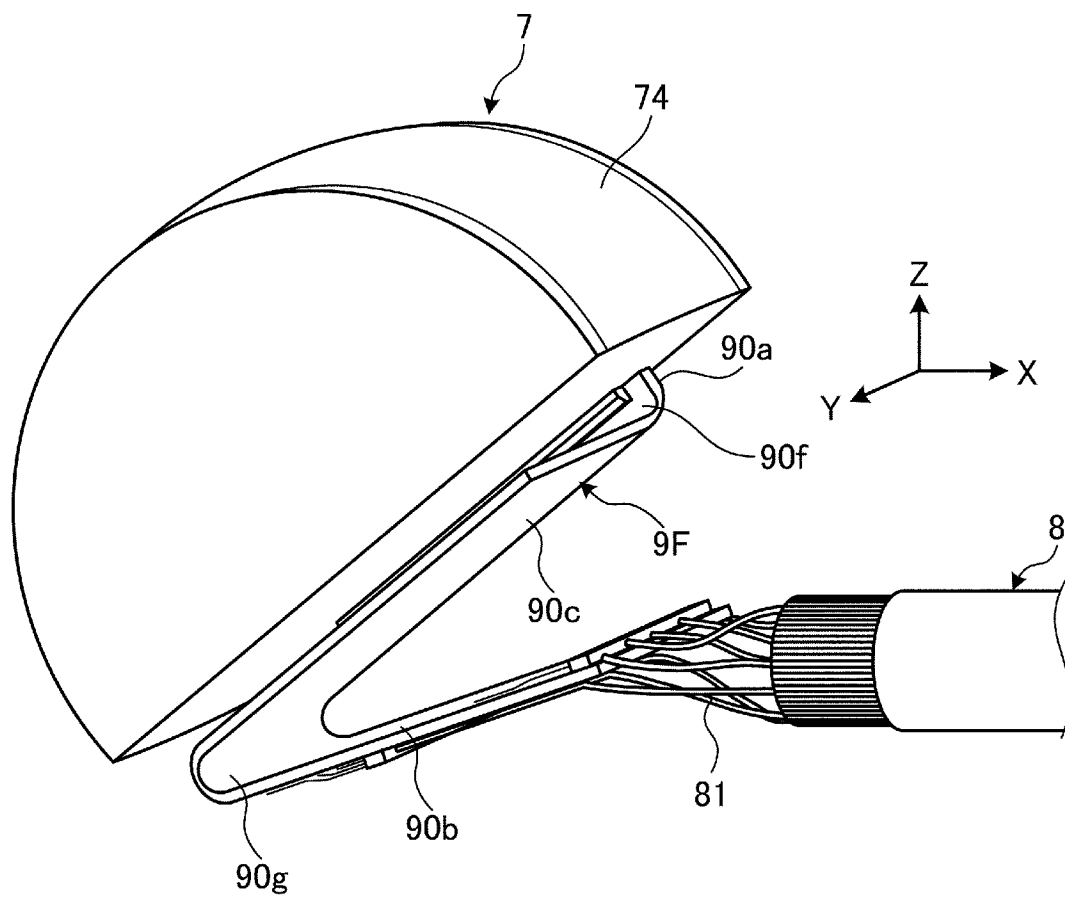
[図21]



[図22]



[図23]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/034523

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B8/12 (2006.01)i, A61B1/00 (2006.01)i, A61B1/04 (2006.01)i,
A61B1/05 (2006.01)i, G02B23/24 (2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B8/12, A61B1/00, A61B1/04, A61B1/05, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2015-208378 A (HITACHI ALOKA MEDICAL, LTD.) 24 November 2015, fig. 3-17 (Family: none)	1-2, 9-13
Y		3-8
Y	JP 2517331 B2 (NIHON DEMPA KOGYO CO., LTD.) 24 July 1996, fig. 1 (Family: none)	3-8
Y	JP 2007-330351 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 27 December 2007, fig. 7 & US 2009/0093725 A1, fig. 7 & WO 2007/145182 A1 & EP 2027818 A1	8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.	☐ See patent family annex.
---	---

* Special categories of cited documents:	"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 08 November 2018 (08.11.2018)	Date of mailing of the international search report 20 November 2018 (20.11.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/05(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/12, A61B1/00, A61B1/04, A61B1/05, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2015-208378 A (日立アロカメディカル株式会社) 2015. 11. 24, 図 3-17	1-2, 9- 13
Y	(ファミリーなし)	3-8
Y	JP 2517331 B2 (日本電波工業株式会社) 1996. 07. 24, 第1図 (ファミリーなし)	3-8

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08. 11. 2018

国際調査報告の発送日

20. 11. 2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

奥田 雄介

2U

3615

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2007-330351 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.12.27, 図 7 & US 2009/0093725 A1, FIG. 7 & WO 2007/145182 A1 & EP 2027818 A1	8