

(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2017-185023

(P2017-185023A)

(43) 公開日 平成29年10月12日(2017.10.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-76172 (P2016-76172)
 (22) 出願日 平成28年4月5日 (2016.4.5)

(出願人による申告) 平成27年度、経済産業省、「オートブルバック式極細高画質血管内視鏡システムの開発・海外展開」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 110002000
 特許業務法人栄光特許事務所
 (72) 発明者 原口 直之
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内
 (72) 発明者 真田 崇史
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA24 DA01 DA13 DA17 GA02
 GA03

最終頁に続く

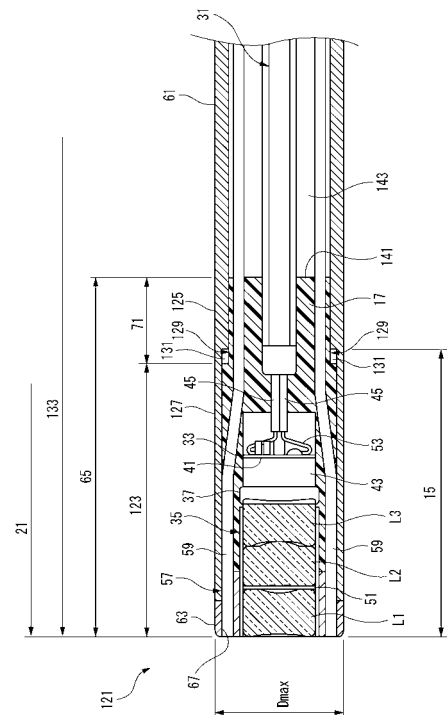
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】内視鏡において小型化、コスト低減を図る。

【解決手段】内視鏡において、レンズL1、L2、L3と、外形形状が正方形であり、その一辺の長さがレンズL1、L2、L3の径の長さと同じの撮像素子33と、撮像素子33の撮像面41を覆い、外形形状が正方形であり、その一辺の長さが撮像素子33の一辺の長さと同じの素子カバーガラス43と、撮像素子33に接続された伝送ケーブル31と、レンズL1、L2、L3及び伝送ケーブル31に沿って設けられた照明手段と、可撓性を有しレンズL1、L2、L3、撮像素子33、照明手段の一部及び伝送ケーブル31を覆う管状のシース61と、を備え、撮像面41の中心にレンズL1、L2、L3の光軸を一致させたレンズL1、L2、L3と素子カバーガラス43とが接着用樹脂37により固定される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1 つのレンズと、
光軸と垂直な方向の外形状が正方形であり、その一辺の長さが前記レンズの径の長さと同一の撮像素子と、
前記撮像素子の撮像面を覆い、前記光軸に対して垂直方向の外形状が正方形であり、その一辺の長さが前記撮像素子の一辺の長さと同一の素子カバーガラスと、
前記撮像素子に接続された伝送ケーブルと、
前記レンズ及び前記伝送ケーブルに沿って設けられた照明手段と、
可撓性を有し、前記レンズ、前記撮像素子、前記照明手段の一部及び前記伝送ケーブルを覆う管状のシースと、を備え、
前記撮像面の中心に前記レンズの光軸を一致させた前記レンズと前記素子カバーガラスとが接着用樹脂により固定される、
内視鏡。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡であって、
前記シースは、挿入部の先端側に硬度の低い先端低硬度部を有し、前記挿入部の先端側以外の部位における硬度が前記先端低硬度部の硬度よりも高い、
内視鏡。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の内視鏡であって、
前記先端低硬度部が、前記先端低硬度部より硬度の高い接続中硬度部に接続され、前記接続中硬度部の前記先端低硬度部の反対側には、前記接続中硬度部より硬度の高い高硬度部が接続される、
内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のうちいずれか一項に記載の内視鏡であって、
前記レンズ、前記撮像素子、及び前記照明手段の一部を覆って固定するとともに、先端部を構成するモールド部を備え、
前記モールド部には、モールド本体から延出する小径延出部が形成され、
前記シースは、内周に、前記モールド本体を覆う薄肉部と前記小径延出部を覆う厚肉部との間に段部を有し、
前記小径延出部の延出端面が前記シースの前記厚肉部に配置される、
内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野又は工業分野において、患者の体内、機器、又は構造物の内部を撮像するための内視鏡が普及している。この種の内視鏡では、観察対象の内部に挿入される挿入部において、撮像部位からの光を対物レンズ系によってイメージセンサの受光面に結像させる。内視鏡は、その結像光を電気信号に変換し、信号ケーブルを介して外部の画像処理装置等に映像信号として送信する。

【0003】

例えば医療分野において用いられる内視鏡では、被施術者の負担を軽減するために、被施術者の体内等に挿入される先端側の挿入部の外径において更なる細径化が重要となっている。従来、通常径の経口内視は、最大外径が 8 ～ 9 mm 程度であった。このため、挿入時に舌根部に触れやすく、被施術者に吐き気や息苦しさを伴う場合があった。そこで、近

年、細径経鼻内視鏡が急速に普及している。細径経鼻内視鏡は、最大外径が従来の経口内視鏡の約半分の 5 ～ 6 mm 程度である。このため、細径経鼻内視鏡は、経鼻挿入が可能となり、5 mm 程度と細いことも相俟って、嘔吐反射が少なく、挿入もあまり気にならないことが多い。

【 0 0 0 4 】

例えば、図 1 8 に示す特許文献 1 の電子内視鏡システム 5 0 1 は、内視鏡 5 0 3 と、光源装置 5 0 5 と、ビデオプロセッサ 5 0 7 と、モニタ 5 0 9 とから主に構成されている。内視鏡 5 0 3 は、長尺で細長な挿入部 5 1 1 と、操作部 5 1 3 と、電気ケーブルであるユニバーサルケーブル 5 1 5 とを有して構成されている。内視鏡 5 0 3 の挿入部 5 1 1 は、被施術者に挿入される先端側から順に先端部 5 1 7 と、湾曲部 5 1 9 と、可撓管部 5 2 1 とを有して構成されている。操作部 5 1 3 は、操作部本体 5 2 3 と、挿入部 5 1 1 に各種処置具を挿通する処置具チャンネル挿通部 5 2 5 とを有して構成されている。操作部本体 5 2 3 には、湾曲部 5 1 9 を湾曲操作するための湾曲操作ノブ 5 2 7 が配設される。湾曲操作ノブ 5 2 7 は、湾曲部 5 1 9 を上下方向に湾曲操作するための U D 湾曲操作ノブ 5 2 9 と、湾曲部 5 1 9 を左右方向に湾曲操作するための R L 湾曲操作ノブ 5 3 1 とからなる。

10

【 0 0 0 5 】

また、図 1 9 に示す特許文献 2 の内視鏡 5 3 3 は、先端部に外筒 5 3 5 を備える。外筒 5 3 5 には、充填された遮光性材料 5 3 7 によって覆われた撮像機構 5 3 9 が設けられる。撮像機構 5 3 9 は、一方の表面に受光部 5 4 1 を有する撮像素子 5 4 3 と、撮像素子 5 4 3 の受光部 5 4 1 が設けられる表面を覆うカバー部材 5 4 5 と、撮像素子 5 4 3 の受光部 5 4 1 に光学的に結合したレンズユニット 5 4 7 と、フレキシブルプリント配線板 5 4 9 とを備える。レンズユニット 5 4 7 は、対物側から対物カバー部材 5 5 1、絞り 5 5 3、平凸レンズ 5 5 5、平凸レンズ 5 5 7 と、これらを固定した鏡筒 5 5 9 とを有する。平凸レンズ 5 5 7 とカバー部材 5 4 5 との間は、接着剤 5 6 1 で固定される。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 国際公開第 2 0 1 3 / 0 3 1 2 7 6 号

【 特許文献 2 】 国際公開第 2 0 1 3 / 1 4 6 0 9 1 号

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

ところで、内視鏡は、外径の更なる小型化（例えば、特許文献 1 の先端側又は特許文献 2 の対物側である挿入部の外径の細径化）が求められている。これは、上記した既存の細径経鼻内視鏡ではなく、既存の細径経鼻内視鏡では被施術者の体内に挿入が困難な部位（例えば血管のような非常に径が細い管や孔）に挿入してその内部の詳細を観察したいという医学的要請に基づく。

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献 1 に開示される内視鏡 5 0 3 は、同文献の図 1 に示されている外観、及び適用例の記載（例えば生体の上部又は下部の消化器官に挿入するため挿入部 5 1 1 が可撓性のある所謂軟性鏡）から、主に人体の消化管に挿入されるものであると推察される。このため、例えば人体の血管のような非常に径が細い管や孔に挿入してその内部を観察することが困難である。

40

【 0 0 0 9 】

また、特許文献 2 に開示される内視鏡 5 3 3 では、撮像機構 5 3 9 において、鏡筒 5 5 9 の外径よりも撮像素子 5 4 3 及びフレキシブルプリント配線板 5 4 9 が半径方向において大きくなっている。これに加え、内視鏡 5 3 3 は、これらの部材からなる撮像機構 5 3 9 を外筒 5 3 5 に収容し、外筒 5 3 5 に充填した遮光性材料 5 3 7 によって撮像機構 5 3 9 を覆う構成となっている。このため、鏡筒 5 5 9 より半径方向の外側にはみ出す撮像素

50

子 5 4 3 及びフレキシブルプリント配線板 5 4 9 の距離、及び外筒 5 3 5 の厚みが、小型化には不利な構造となっている。また、外筒 5 3 5 を必要とするため、部品点数が多くなり、コストも増大する。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記状況に鑑みてなされたもので、内視鏡において、小型化（例えば先端側の挿入部位における外径の細径化）、及びコスト低減を図ることができる内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明は、少なくとも 1 つのレンズと、光軸と垂直な方向の外形状が正方形であり、その一辺の長さが前記レンズの径の長さと同じの撮像素子と、前記撮像素子の撮像面を覆い、前記光軸に対して垂直方向の外形状が正方形であり、その一辺の長さが前記撮像素子の一辺の長さと同じの素子カバーガラスと、前記撮像素子に接続された伝送ケーブルと、前記レンズ及び前記伝送ケーブルに沿って設けられた照明手段と、可撓性を有し前記レンズ、前記撮像素子、前記照明手段の一部及び前記伝送ケーブルを覆う管状のシースと、を備え、前記撮像面の中心に前記レンズの光軸を一致させた前記レンズと前記素子カバーガラスとが接着用樹脂により固定される、内視鏡を提供する。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、内視鏡において小型化、コスト低減を図ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】各実施形態の内視鏡を用いた内視鏡システムの一例を示す全体構成図

【図 2】第 1 の実施形態の内視鏡の先端部を前側から見た様子を示す斜視図

【図 3】第 1 の実施形態の内視鏡の先端部の一例を示す断面図

【図 4】第 1 の実施形態の内視鏡の導体接続部に伝送ケーブルが接続された撮像素子を後側から見た様子を示す斜視図

【図 5】照明手段の一例としてのライトガイドの配置例を表す先端部の一例を示す正面図

【図 6】薄肉のシースが先端部に接続された構成の一例を示す断面図

【図 7】第 2 の実施形態の内視鏡の先端部を前側から見た様子を示す斜視図

30

【図 8】第 2 の実施形態の内視鏡の先端部の一例を示す断面図

【図 9】第 2 の実施形態の内視鏡におけるレンズ及び撮像素子が接着用樹脂を介して直付けされた状態の一例を示す断面図

【図 10】第 2 の実施形態の内視鏡の導体接続部に伝送ケーブルが接続された撮像素子を後側から見た様子を示す斜視図

【図 11】第 3 の実施形態の内視鏡の先端部の一例を示す断面図

【図 12】シースの硬さを段階的に異ならせた内視鏡の先端部の一例を示す断面図

【図 13】シースの硬さを段階的に異ならせた内視鏡の先端部の他の例を示す断面図

【図 14】シースの硬さを 3 段階で段階的に異ならせた内視鏡の先端部の一例を示す断面図

40

【図 15】シースの硬さを 3 段階で段階的に異ならせた内視鏡の先端部の他の例を示す断面図

【図 16】挿入部の位置ごとの硬さを示す数値例を表すテーブル

【図 17】モールドに小径延出部を形成しない構成の断面図

【図 18】従来例の内視鏡を備える電子内視鏡システムの全体構成図

【図 19】従来例の内視鏡端部構造の一例を示す部分断面図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下、適宜図面を参照しながら、本発明に係る内視鏡を具体的に開示した各実施形態を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく

50

知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。なお、添付図面及び以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるのであって、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。

【0015】

先ず、最初に各実施形態の内視鏡に共通する基本構成例について説明する。なお、構成例とは本発明に係る内視鏡が備えることのできる構成要件である。本発明に係る内視鏡は、以下の各構成例を相互に重複して備えることを排除しない。

【0016】

(第1の実施形態)

<基本構成例>

図1は、各実施形態の内視鏡を用いた内視鏡システムの一例を示す全体構成図である。図1では、内視鏡11及びビデオプロセッサ19を含む内視鏡システム13の全体構成を斜視図にて示している。

【0017】

なお、本明細書において説明に用いる方向については、各図中の方向の記載に従うとする。ここで、「上」、「下」は、水平面に置かれたビデオプロセッサ19の上と下にそれぞれ対応し、「前(先)」、「後」は、内視鏡本体(以降「内視鏡11」という)の挿入部21の先端側とプラグ部23の基端側(言い換えると、ビデオプロセッサ19側)にそれぞれ対応する。

【0018】

図1に示すように、内視鏡システム13は、例えば医療用の軟性鏡である内視鏡11と、観察対象(例えば人体の血管)の内部を撮影して得られた静止画又は動画に対して周知の画像処理等を行うビデオプロセッサ19と含む構成である。内視鏡11は、略前後方向に延在し、観察対象の内部に挿入される挿入部21と、挿入部21の後部が接続されるプラグ部23とを備える。

【0019】

ビデオプロセッサ19は、前壁25に開口するソケット部27を有している。ソケット部27には内視鏡11のプラグ部23の後部が挿入され、これにより、内視鏡11はビデオプロセッサ19との間で電力及び各種信号(映像信号、制御信号など)の送受が可能である。

【0020】

上述した電力及び各種信号は、軟性部29の内部に挿通された伝送ケーブル31(図3参照)を介してプラグ部23から軟性部29に導かれる。先端部15に設けられた撮像素子33が出力した画像データは、伝送ケーブル31を介してプラグ部23からビデオプロセッサ19に伝送される。ビデオプロセッサ19は、プラグ部23から伝送された画像データに対して色補正、階調補正等の周知の画像処理を施して、画像処理後の画像データを表示装置(不図示)に出力する。表示装置は、例えば液晶表示パネル等の表示デバイスを有するモニタ装置であり、内視鏡11によって撮像された被写体の画像(例えば被写体である人物の血管内の様子を示す画像データ)を表示する。

【0021】

挿入部21は、プラグ部23に後端が接続された可撓性の軟性部29と、軟性部29の先端に連なる先端部15とを有している。軟性部29は各種の内視鏡検査、内視鏡手術等の方式に対応する適切な長さを有する。軟性部29は、例えば螺旋状に巻回された金属薄板の外周にネットを被せ、更に、その外周に被覆を被せることにより構成され、十分な可撓性を有するように形成される。軟性部29は、先端部15とプラグ部23との間を接続する。

【0022】

以下説明する各実施形態の内視鏡11, 111, 121は、細径で形成されることによ

10

20

30

40

50

り、細径の体腔への挿入が可能となる。細径の体腔は、人体の血管に限定されず、例えば尿管、すい管、胆管、細気管支等が含まれる。つまり、内視鏡 11, 111, 121 は、人体の血管、尿管、すい管、胆管、細気管支等への挿入を可能とすることができる。言い換えると、内視鏡 11, 111, 121 は、血管内の病変の観察に用いることができる。内視鏡 11, 111, 121 は、動脈硬化性プラークの同定において有効となる。また、心臓カテーテル検査時の内視鏡による観察にも適用可能となる。更に、内視鏡 11, 111, 121 は、血栓や動脈硬化性の黄色プラークの検出にも有効となる。なお、動脈硬化病変では、色調（白色、淡黄色、黄色）や、表面（平滑、不整）が観察される。血栓では、色調（赤色、白色、暗赤色、黄色、褐色、混色）が観察される。

【0023】

また、内視鏡 11, 111, 121 は、腎盂・尿管がんや、特発性腎出血の診断・治療に用いることができる。この場合、内視鏡 11, 111, 121 は、尿道から膀胱内に挿入され、更に尿管内にまで進めて、尿管と腎盂の中を観察することができる。

【0024】

また、内視鏡 11, 111, 121 は、十二指腸に開口するファーター乳頭への挿入が可能となる。胆汁は、肝臓から造られ胆管を通して、また膵液は膵臓から造られ膵管を通して十二指腸にあるファーター乳頭から排出される。内視鏡 11, 111, 121 は、胆管及び膵管の開口部であるファーター乳頭から挿入し、胆管又は膵管の観察を可能とすることができる。

【0025】

更に、内視鏡 11, 111, 121 は、気管支への挿入が可能となる。内視鏡 11, 111, 121 は、背臥位となった検体（つまり、被施術者）の口腔又は鼻腔から挿入される。内視鏡 11, 111, 121 は、咽頭、喉頭を過ぎ、声帯を視認しつつ気管へ挿入される。気管支は分岐するたびに細くなる。例えば最大外径 D_{max} が 2 mm 未満の内視鏡 11, 111, 121 によれば、亜区域気管支まで内腔の確認が可能となる。

【0026】

次に、第 1 の実施形態の内視鏡が有する各種の構成例について説明する。第 1 の実施形態の内視鏡 11 は、第 1 構成例から第 7 構成例の各構成を有することができる。

【0027】

図 2 は、第 1 の実施形態の内視鏡 11 の先端部 15 を前側から見た様子を示す斜視図である。図 3 は、第 1 の実施形態の内視鏡 11 の先端部 15 の一例を示す断面図である。図 4 は、第 1 の実施形態の内視鏡 11 の導体接続部 49 に伝送ケーブル 31 が接続された撮像素子 33 を後側から見た様子を示す斜視図である。

【0028】

図 2 では、図 1 に示した内視鏡 11 の先端部 15 の構成を斜視図にて示している。図 3 では、図 2 に示した先端部 15 の構成を断面図にて示している。図 4 では、図 3 に示した撮像素子 33 をレンズユニット 35 と反対側から見た構成を斜視図にて示している。

【0029】

< 第 1 構成例 >

第 1 構成例の内視鏡 11 は、レンズ支持部材 39 にレンズを収容するレンズユニット 35 と、撮像素子が素子カバーガラス 43 によって覆われる撮像素子 33 と、撮像素面の中心にレンズの光軸を一致させたレンズユニット 35 と素子カバーガラス 43 とを固定する接着用樹脂 37 と、撮像素子 33 の撮像素面と反対側（つまり、後側）の面に設けられた 4 つの導体接続部 49 のそれぞれに接続される 4 本の電線 45 を有する伝送ケーブル 31 と、を備える。

【0030】

レンズ支持部材 39 には、光学材料（例えばガラス、樹脂等）により形成された複数（図示例では、3 枚）のレンズ $L_1 \sim L_3$ と、レンズ L_1 及びレンズ L_2 の間に挟まれて形成された絞り 51 とが互いに光軸の方向に近接した状態で組み込まれている。絞り 51 はレンズ L_2 又はレンズ 93 への入射光量の調整に設けられており、絞り 51 を通過した光

10

20

30

40

50

だけがレンズL 2又はレンズ9 3に入射することが可能となる。なお、近接とは、レンズ相互間の接触による傷付きを避けるために僅かに離間している意味である。レンズL 1～L 3は、全周にわたってレンズ支持部材3 9の内周面に接着剤により固定されている。

【0031】

なお、以降の説明において「接着剤」の用語は、固体物の面と面とを接着するために用いる物質という厳密な意味ではなく、2つの物の結合に用いることができる物質、或いは硬化した接着剤が気体及び液体に対する高いバリア性を備えている場合は、封止材としての機能を有する物質という広い意味で用いられる。

【0032】

レンズ支持部材3 9の前端はレンズL 1によって、レンズ支持部材3 9の後端はレンズL 3によって密閉（封止）されており、レンズ支持部材3 9の内部に空気又は水分等が侵入しないよう構成されている。従って、空気等はレンズ支持部材3 9の一端から他端へと抜けることができない。なお、以降の説明では、レンズL 1～L 3を合わせて光学レンズ群LNZという。

【0033】

レンズ支持部材3 9を構成する金属材料としては、例えばニッケルが用いられる。ニッケルは、剛性率が比較的高くかつ耐食性も高く、先端部1 5を構成する材料として適している。また、内視鏡1 1を用いた検査時又は手術時に先端部1 5からレンズ支持部材3 9を構成するニッケルが直接的に露出しないように、検査前又は手術前の時点で、レンズ支持部材3 9の周囲はモールド樹脂1 7によってムラ無く被覆され、かつ先端部1 5が生体適合コーティングを施されることが好ましい。ニッケルに代えて例えば銅ニッケル合金を用いてもよい。銅ニッケル合金も高い耐食性を有しており、先端部1 5を構成する材料として適している。また、レンズ支持部材3 9を構成する金属材料としては、好ましくは、電鍍（電気めっき）によって製造が可能な材料が選択される。ここで、電鍍を利用する理由は、電鍍によって製造される部材の寸法精度は1 μm未満（いわゆるサブミクロン精度）と極めて高く、更に多数の部材を製造した際のばらつきも小さいからである。また、レンズ支持部材3 9を構成する金属材料として、ステンレス鋼（例えばSUS316）を用いてもよい。ステンレス鋼（SUS管とも言われる）は生体適合性が高く、例えば人体の血管等の細径な部位に挿入される内視鏡として適すると考えられる。レンズ支持部材3 9は極めて小さな部材であり、内外径寸法の誤差は内視鏡1 1の光学性能（つまり、撮像された画像の画質）に影響を与える。レンズ支持部材3 9を例えばニッケル電鍍管により構成することで、小径にもかかわらず高い寸法精度を確保して高画質な画像を撮像することが可能な内視鏡1 1が得られる。

【0034】

レンズ支持部材3 9は、金属以外にシート材等であってもよい、レンズ支持部材3 9は、レンズユニット3 5の各レンズの光軸を合わせる際の位置決めが達成できればよい。レンズユニット3 5が、モールド樹脂1 7によって覆われれば、各レンズは相互の相対位置が固定される。このため、レンズ支持部材3 9には、従来の複数のレンズを支持するために使用されていた鏡筒に対し、強度が小さく、厚みが薄く、重量が軽い材質のものが使用可能となる。これにより、内視鏡1 1における先端部1 5の細径化に寄与することが可能となる。なお、レンズ支持部材3 9は、従来と同様の金属製の鏡筒を用いることを排除するものではない。

【0035】

図4に示すように、撮像素子3 3は、例えば前後方向から見て正方形形状をなす小型のCCD（Charge Coupled Device）又はCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）の撮像デバイスにより構成される。撮像素子3 3では、外部から入射した光が、レンズ支持部材3 9内の光学レンズ群LNZによって撮像面4 1に結像する。また、撮像素子3 3では、撮像面4 1が素子カバーガラス4 3によって覆われる。素子カバーガラス4 3は、光軸に対して垂直方向の外形状が正方形であり、その一辺の長さが撮像素子3 3の一辺の長さと同じである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

接着用樹脂 3 7 は、例えば UV・熱硬化性樹脂によって構成される。接着用樹脂 3 7 は、透光性を有し、屈折率が空気に近いものが好ましい。接着用樹脂 3 7 として、UV・熱硬化性樹脂を用いる場合、外表部分を紫外線照射により硬化できるとともに、紫外線を照射できない充填接着剤の内部を、熱処理によって硬化させることができる。接着用樹脂 3 7 は、撮像面 4 1 の中心にレンズの光軸を一致させたレンズユニット 3 5 を、素子カバーガラス 4 3 に固定する。これにより、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とが接着用樹脂 3 7 によって直接接着されて固定され、つまり、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とが接着用樹脂 3 7 を介して直付けされる。接着用樹脂 3 7 は、例えば最終的な硬度を得るためには熱処理を必要とするが、紫外線照射によってもある程度の硬度まで硬化が進行するタイプの接着剤である。

10

【 0 0 3 7 】

なお、内視鏡 1 1 では、素子カバーガラス 4 3 に対面するレンズの光出射面が凹面である場合、レンズの周囲の円環端面であるコバ部 5 5 が素子カバーガラス 4 3 に接着される。この際、レンズの外周、レンズ支持部材 3 9 の外周も同時に接着用樹脂 3 7 によって固定されてもよい。レンズのコバ部 5 5 が素子カバーガラス 4 3 に接着されることで、レンズと撮像素子 3 3 との間に、空気層が設けられる。レンズと撮像素子 3 3 との間に、空気層が設けられることで、レンズの光学的性能を高めることができる。例えば、レンズから空気層への出射光の屈折率差を大きくでき、光を屈折させるためのパワーが得られる。これにより、解像度を高める、画角を大きくするなどの光学設計が容易になる。その結果、内視鏡 1 1 により撮像された画像の画質が向上する。

20

【 0 0 3 8 】

撮像素子 3 3 の背面側の後部には、4 つの導体接続部 4 9 が設けられる。導体接続部 4 9 は、例えば L G A (Land grid array) によって形成することができる。4 つの導体接続部 4 9 は、一对の電力接続部と、一对の信号接続部とからなる。4 つの導体接続部 4 9 は、伝送ケーブル 3 1 の 4 本の電線 4 5 と電氣的に接続される。伝送ケーブル 3 1 は、電線 4 5 である一对の電力線と、電線 4 5 である一对の信号線とからなる。即ち、導体接続部 4 9 の一对の電力接続部には、伝送ケーブル 3 1 の一对の電力線が接続される。導体接続部 4 9 の一对の信号接続部には、伝送ケーブル 3 1 の一对の信号線が接続される。

30

【 0 0 3 9 】

以上により、第 1 構成例の内視鏡 1 1 によれば、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とが、接着用樹脂 3 7 によって所定距離保持した状態で固定される。固定されたレンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とは、レンズユニット 3 5 の光軸と、撮像面 4 1 の中心とが位置合わせされている。また、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 との距離は、レンズユニット 3 5 を通る被写体からの入射光が、撮像素子 3 3 の撮像面 4 1 に合焦する距離で位置合わせされている。レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とは、位置合わせされた後に固定されている。

【 0 0 4 0 】

固定されたレンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 との間には、離間部 4 7 (図 3 参照) が形成される。離間部 4 7 は、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とが、相対的に位置合わせされ、相互が接着用樹脂 3 7 によって固定されることで、形状が定まる。即ち、離間部 4 7 は、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 との位置合わせ用の調整ギャップとなっている。この調整ギャップは、接着用樹脂 3 7 が充填されても無くなることはない。上述した寸法の具体例では、少なくとも $30\ \mu\text{m}$ 程度から $100\ \mu\text{m}$ 程度までの間で調整が行われる。この際の公差は $\pm 20\ \mu\text{m}$ となる。従って、この場合の最小の調整ギャップは、 $10\ \mu\text{m}$ で残存することになる。

40

【 0 0 4 1 】

内視鏡 1 1 では、離間部 4 7 が調整ギャップとなってレンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 との位置合わせが完了した後、離間部 4 7 が接着用樹脂 3 7 の固定スペースに利用される。これにより、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とを直接に固定可能としている。こ

50

れにより、従来必要であった、レンズユニット 3 5 を撮像素子 3 3 に固定するためのフレーム又はホルダ等の介装部材が不要となっている。また、フレーム又はホルダ等を省略できるため、部品点数が削減されて固定構造が簡素になる。これにより、内視鏡 1 1 の先端部 1 5 を小径化することができ、更なる小型化（例えば先端側の挿入部位における外径の細径化）を図る場合であっても、最小限の寸法で構成できる。また、部品コストを削減できる。更に、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とを固定する際の介在部品が少ないので、位置合わせ及び固定にかかる作業に必要な作業工数を削減でき、かつ高精度な位置合わせが容易に可能となる。また、製造コストを低減できるとともに、生産性を向上させることができる。

【 0 0 4 2 】

また、この内視鏡 1 1 によれば、撮像素子 3 3 に、4 本の電線 4 5 からなる伝送ケーブル 3 1 が接続される。内視鏡 1 1 は、伝送ケーブル 3 1 を 4 本の電線 4 5 とすることにより、小型化、コスト低減の両立を図ることができる。例えば、伝送ケーブル 3 1 の電線 4 5 を 4 本以下（例えば 3 本）とすることは撮像素子 3 3 の背面側の後部に対する導体接続部 4 9 の配置スペースの関係上可能ではあるが、この場合、例えば 1 本の信号線を廃止すると、撮像画像の信号又はビデオプロセッサ 1 9 から送出される制御用の信号を電力線を通る電力の波形に重畳しなくてはならない。すると、信号重畳のために変調回路や復調回路等が必要となり、部品点数が増大してトータルのコストが増大してしまう。また、各種の信号（撮像画像の信号、制御用の信号など）の送受用に専用の信号線を用いれば、回路構成が容易となるが、内視鏡の細径化には不利となる。一方、伝送ケーブル 3 1 の電線 4 5 を 4 本より多く（例えば 5 本）とすると、撮像素子 3 3 の背面側の後部に対する個々の導体接続部 4 9 の配置スペースが狭くなり、後述するように先端部 1 5 の最大外径を 1 . 8 mm 以下とする内視鏡 1 1 を製造する場合に、半田付けによる接続作業が困難となり、内視鏡 1 1 の製造が困難となる。以上により、内視鏡 1 1 において、伝送ケーブル 3 1 は、4 本の電線 4 5 とすることによって、小型化、コスト低減の両立を図る上で顕著な作用を奏することとなる。

【 0 0 4 3 】

< 第 2 構成例 >

第 2 構成例の内視鏡 1 1 は、本実施形態の内視鏡 1 1 において、先端部 1 5 の最大外径 D_{max} を、ダイシング可能な撮像素子 3 3 の基板の外接円の直径に相当する有限径 $\sim 1 . 8 \text{ mm}$ の範囲で形成することができる。

【 0 0 4 4 】

本実施形態の内視鏡 1 1 では、光軸に垂直な方向における断面が正形状の撮像素子 3 3 として、1 辺の寸法が 1 . 0 mm のものが使用される。これにより、内視鏡 1 1 は、撮像素子 3 3 の対角寸法が 1 . 4 mm 程度となり、照明手段としてのライトガイド 5 7（例えば 150 ミクロン ϕ ）を含めば、最大外径 D_{max} が 1 . 8 mm 以下のものが可能となる。

【 0 0 4 5 】

以上により、第 2 構成例の内視鏡 1 1 によれば、最大外径 D_{max} を 1 . 8 mm 未満とすることで、例えば人体の血管への挿入を容易に可能とすることができる。

【 0 0 4 6 】

< 第 3 構成例 >

第 3 構成例の内視鏡 1 1 は、本実施形態の内視鏡 1 1 において、図 4 に示すように、撮像素子 3 3 の基板が、正方形で形成され、4 つの導体接続部 4 9 が、撮像素子 3 3 の基板の一辺に沿って並んで配置されている。1 つの導体接続部 4 9 は、矩形状に形成される。4 つの導体接続部 4 9 は、長辺が平行となって相互に離間して配置される。これら 4 つの導体接続部 4 9 は、撮像素子 3 3 の基板の中央部に配置される。従って、それぞれの導体接続部 4 9 は、撮像素子 3 3 の基板の周縁から離間されている。

【 0 0 4 7 】

伝送ケーブル 3 1 は、電線 4 5 である電力線及び信号線それぞれの導体が絶縁被覆によ

10

20

30

40

50

って覆われる。4本の電線45は、左右2本、上下2段に配置されて絶縁被覆の外周が更に外被によって束ねられて、一本の伝送ケーブル31となっている。それぞれの導体は、導体接続部49の長手方向に沿ってU字状に曲げられた屈曲部53を有している。電線45は、この屈曲部53が予めフォーミングされて導体接続部49に突き当てられる。電線45は、この屈曲部53の先端が、半田によって導体接続部49に接続される。撮像素子33と伝送ケーブル31とは、モールド樹脂17によって覆われる。従って、導体接続部49、屈曲部53、電線45、及び伝送ケーブル31の外被は、モールド樹脂17に埋入される。

【0048】

以上により、第3構成例の内視鏡11によれば、4つの導体接続部49を、撮像素子33の基板の中央部に平行に配置できるので、導体接続部49の形成が容易となる。一方に離間した4つの導体接続部49のそれぞれに電線45の導体を半田によって接続するので、接続作業を容易にできる。導体接続部49を撮像素子33の基板の中央部に配置したので、導体に屈曲部53を形成することができる。屈曲部53は、モールド部65によって埋入されて固定されるので、伝送ケーブル31に作用する張力が導体と導体接続部49との接合部に作用することを軽減できる(ストレーンリリーフとして働く)。これにより、電線45と導体接続部49との接続信頼性を高めることができる。

【0049】

< 第4構成例 >

第4構成例の内視鏡11では、本実施形態の内視鏡11において、レンズユニットに沿って照明手段が設けられている。即ち、第4構成例の内視鏡11は、照明手段の一例としてのライトガイド57を有する。以下、照明手段は、ライトガイド57である場合を例に説明するが、この他、照明手段は、先端部15の挿入先端面に直付けしたLEDとすることもできる。この場合、ライトガイド57は不要となる。

【0050】

ライトガイド57は、1本の光ファイバ59からなる。光ファイバ59には、例えばプラスチック光ファイバ(POF: Plastic Optical Fiber)が好適に用いられる。プラスチック光ファイバは、シリコン樹脂やアクリル樹脂を材料としてコアもクラッドもプラスチックで形成される。また、光ファイバ59は、例えば光ファイバ素線を複数本束ねて、その両端に端末金具を取り付けたバンドルファイバ(bundle fiber)等であってもよい。光ファイバ59は、先端が先端部15で出射端面となり、基端がプラグ部23のフェルールに接続される。光源は、例えばソケット部27等に設けられるLEDである。内視鏡11は、プラグ部23をソケット部27に接続することで、LEDからの光がライトガイド57の光ファイバ59を伝搬し、先端から出射される。この構成によれば、光源から照明光の出射端までを1本の光ファイバで構成でき、光損失を小さくすることができる。

【0051】

以上により、第4構成例の内視鏡11によれば、ライトガイド57を備えることで、内視鏡11を単独で用いて暗部での撮影を可能にできる。

【0052】

< 第5構成例 >

図5は、照明手段の一例としてのライトガイド57の配置例を表す先端部の一例を示す正面図である。第5構成例の内視鏡11では、本実施形態の内視鏡11において、照明手段の一例としてのライトガイド57が、レンズユニット35の円周方向に複数個設けられた構成である。ライトガイド57は、レンズユニット35の円周方向に等間隔で4本を設けることができる。

【0053】

以上により、第5構成例の内視鏡11によれば、レンズユニット35の円周方向に、等間隔で4本のライトガイド57が設けられるので、被写体の上下左右に影が生じにくくなる。これにより、内視鏡11は、ライトガイド57が1本の構成や、2本の構成に比べ、明瞭な撮像画像を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

< 第 6 構成例 >

第 6 構成例の内視鏡 1 1 では、本実施形態の内視鏡 1 1 において、撮像素子 3 3 が方形に形成される。4 つのライトガイド 5 7 の光ファイバ 5 9 は、撮像素子 3 3 の基板と、撮像素子 3 3 の基板の外接円とに挟まれる空間において、撮像素子 3 3 の基板の各辺部の略中央に配設されている。

【 0 0 5 5 】

以上により、第 6 構成例の内視鏡 1 1 によれば、正方形の撮像素子 3 3 と、撮像素子 3 3 に略外接する円形のモールド部 6 5 とに挟まれるスペースを有効に利用でき、先端部 1 5 の外径を大きくせずに、複数（特に 4 本）の光ファイバ 5 9 を容易に配設することができる。これにより、内視鏡 1 1 は、先端部 1 5 の外径を大きくせずに、製造を容易にしながら、明瞭な画像を得ることができる。

10

【 0 0 5 6 】

< 第 7 構成例 >

第 7 構成例の内視鏡 1 1 は、本実施形態の内視鏡 1 1 において、図 3 に示すように、レンズ支持部材 3 9 にレンズを収容するレンズユニット 3 5 と、撮像面 4 1 が素子カバーガラス 4 3 によって覆われる撮像素子 3 3 と、撮像面 4 1 の中心にレンズの光軸を一致させたレンズユニット 3 5 と素子カバーガラス 4 3 とを固定する接着用樹脂 3 7 と、最大外径 D_{max} がダイシング可能な撮像素子 3 3 の基板の外接円の直径に相当する有限径 $\sim 1.8\text{ mm}$ の範囲で形成される先端部 1 5 と、レンズユニット 3 5 の少なくとも一部及び撮像素子 3 3 をモールド樹脂 1 7 によって被覆して固定するモールド部 6 5 と、先端部 1 5 と同一外径で形成されてモールド部 6 5 の少なくとも一部を覆って接続される管状のシース 6 1 と、を備えることができる。

20

【 0 0 5 7 】

以下の説明において、同一の部材又は構成については同一の符号を付与して説明を簡略化又は省略する。また、第 7 構成例の内視鏡 1 1（図 3 参照）の説明では、適宜、第 9 構成例の内視鏡 1 1（図 6 参照）と対比しながら説明する。

【 0 0 5 8 】

シース 6 1 は、可撓性を有する樹脂材からなる。シース 6 1 は、強度を付与する目的で、内周側に単線、複数線、編組の抗張力線を備えることができる。抗張力線としては、ポリ - p - フェニレンテレフタルアミド繊維などのアラミド繊維、ポリアリレート繊維、ポリパラフェニレンベンズビスオキサゾール繊維、ポリエチレンテレフタレート繊維などのポリエステル系繊維、ナイロン繊維、タングステンの細線、又はステンレス鋼の細線など一例として挙げることができる。

30

【 0 0 5 9 】

第 7 構成例の内視鏡 1 1 では、後述する第 9 構成例の内視鏡 1 1（図 6 参照）と同様に、撮像素子 3 3 の全体と、レンズユニット 3 5 の撮像素子 3 3 側の少なくとも一部分と、伝送ケーブル 3 1 の一部分と、ライトガイド 5 7 の一部分とがモールド樹脂 1 7 によって被覆されて固定されている。「少なくとも」とは、モールド樹脂 1 7 が、レンズ支持部材 3 9 の外周全体を覆うことも含む概念である。モールド樹脂 1 7 は、撮像素子 3 3 とレンズユニット 3 5 とを覆うことで、その間の離間部 4 7 も連続して覆う。なお、第 7 構成例の内視鏡 1 1 の先端部 1 5 には、X 線不透過マーカーが内包されてもよい。これにより、第 7 構成例の内視鏡 1 1 は、X 線透視下における先端位置の確認が容易となる。

40

【 0 0 6 0 】

また、第 7 構成例の内視鏡 1 1 は、後述する第 9 構成例の内視鏡 1 1（図 6 参照）と同様に、先端部 1 5 に、先端フランジ部 6 3 を備える。先端フランジ部 6 3 は、例えばステンレス鋼によって形成することができる。先端フランジ部 6 3 は、先端側より大径部と小径部とが連なった円筒状に形成される。先端フランジ部 6 3 の大径部の外径は、最大外径 D_{max} （ 1.8 mm ）で形成され、大径部には 4 つの光ファイバ 5 9 が挿入されるための挿入用穴（不図示）が設けられており、この挿入用穴からそれぞれの光ファイバ 5 9 が

50

挿入される。小径部には、レンズユニット 3 5 が挿入されるための挿入用穴（不図示）が設けられており、この挿入用穴からレンズユニット 3 5 が挿入される。先端フランジ部 6 3 は、レンズユニット 3 5 を同軸に保持する。先端フランジ部 6 3 の大径部には、小径部よりも外側に、光ファイバ 5 9 の先端側を保持するためのファイバ保持孔 6 7 が穿設される。ファイバ保持孔 6 7 は、円周方向に等間隔で 4 つが均等に設けられる。ファイバ保持孔 6 7 に先端側が挿入された光ファイバ 5 9 は、小径部に沿って後方へ導出される。

【0061】

第 7 構成例の内視鏡 1 1 では、先端フランジ部 6 3 より後方の光ファイバ 5 9 は、カバーチューブ 6 9 の内側に配置される（図 3 参照）。カバーチューブ 6 9 は、先端フランジ部 6 3 と同一外径で形成される。カバーチューブ 6 9 は、金属、樹脂等を素材に形成される。カバーチューブ 6 9 は、先端が先端フランジ部 6 3 の大径部に当接し、少なくとも後端が伝送ケーブル 3 1 に到達する全長を有する。カバーチューブ 6 9 の内側には、モールド樹脂 1 7 が充填される。つまり、第 7 構成例の内視鏡 1 1 では、モールド部 6 5 がカバーチューブ 6 9 によって覆われている。なお、後述する第 9 構成例の内視鏡 1 1 では、カバーチューブ 6 9 が省略され、シース 6 1 の先端が先端フランジ部 6 3 の後端に当接して接着剤等で接着していること（図 6 参照）を除けば、第 1 構成例の内視鏡 1 1 と同等の構成である。

10

【0062】

カバーチューブ 6 9 に充填されたモールド部 6 5 は、カバーチューブ 6 9 の後端から後方へ延出する小径延出部 7 1（図 3 参照）を有する。小径延出部 7 1 は、円柱状に成形され、4 本の光ファイバ 5 9 を埋入している。小径延出部 7 1 は、4 本の光ファイバ 5 9 の内側に伝送ケーブル 3 1 を埋入している。シース 6 1 は、内径側が、この小径延出部 7 1 の外周に接着剤等によって固定される。つまり、図 3 に示す第 7 構成例の内視鏡 1 1 では、先端フランジ部 6 3、カバーチューブ 6 9 及びシース 6 1 は、1.8 mm の同軸の最大外径 D_{max} で連なっている。なお、図 6 に示す第 9 構成例の内視鏡 1 1 では、先端フランジ部 6 3 及びシース 6 1 が、1.8 mm の同軸の最大外径 D_{max} で連なっている。

20

【0063】

以上により、第 7 構成例並びに第 9 構成例の内視鏡 1 1 によれば、レンズユニット 3 5 の少なくとも一部、撮像素子 3 3 及び伝送ケーブル 3 1 の一部がモールド樹脂 1 7 によって被覆されて固定されるので、レンズユニット 3 5 と撮像素子 3 3 とを固定する際の介在部品が少ない。これにより、内視鏡 1 1 の先端部 1 5 を小径化することができ、更なる細径化を図る場合であっても、最小限の寸法で構成できる。また、部品コストを削減できる。例えば人体の血管のような非常に径が細い患部を撮像可能に適用可能な内視鏡 1 1 を実現することができる。この結果、内視鏡 1 1 において小型化、コスト低減を図ることができる。

30

【0064】

また、モールド樹脂 1 7 は、撮像素子 3 3 とレンズユニット 3 5 とに渡って連続して成形されることで、撮像素子 3 3 とレンズユニット 3 5 との固定強度の増大に寄与する。また、モールド樹脂 1 7 は、離間部 4 7 の気密性（つまり、細かな隙間が少ない）、水密性、遮光性も高める。更に、モールド樹脂 1 7 は、ライトガイド 5 7 用の光ファイバ 5 9 が埋入された際の遮光性も高める。

40

【0065】

また、内視鏡 1 1 は、先端部 1 5 に、ライトガイド 5 7 をモールド樹脂 1 7 によってモールドするので、ライトガイド 5 7 を構造材として作用させ、細径の内視鏡 1 1 においても、軟性部 2 9 と先端部 1 5 との接続強度を向上させることができる。更に、内視鏡 1 1 では、先端部 1 5 を先端フランジ部 6 3 の挿入側最表面（図 5 参照）から見た場合に、先端フランジ部 6 3 に予め設けられたレンズユニット 3 5 の挿入用穴（不図示）とレンズユニット 3 5 との間、更に、先端フランジ部 6 3 に各光ファイバ 5 9 に対応して予め設けられた 4 つのファイバ保持孔 6 7 とそれぞれの光ファイバ 5 9 との間がそれぞれ接着用樹脂 3 7 によって充填される。このため、内視鏡 1 1 において、上記した各挿入穴やファイバ

50

保持孔 67 と各部材（つまり、レンズ支持部材 39、光ファイバ 59）との隙間が無くなる。また、内視鏡 11 では、先端フランジ部 63 とカバーチューブ 69 との間及びカバーチューブ 69 とシース 61 との間、又は先端フランジ部 63 とシース 61 との間がそれぞれ接着用樹脂 37 により接着され、これらの間に隙間は無くなる。従って、内視鏡 11 は、検査や手術の際に使用された後に滅菌作用が施される（つまり、洗浄される）と、内視鏡 11 に不要な液体等の洗浄残りが付着することが軽減され、次の検査又は手術に使用する際の衛生面において高度の利便性を有することができる。

【0066】

また、特許文献 2 に示した従来の内視鏡 533 は、先端部の軸線とレンズユニット 547 の光軸とが偏芯している。このため、先端部の回転角度によって被写体までの距離が変わりやすく、良好な画像を安定的に得にくい。更に、先端部の軸線とレンズユニット 547 の光軸とが偏芯していると、先端部の回転角度によって管内壁と先端部との干渉具合が変わり、特に径が細い孔への進入時に操作性が低下する。これに対し、第 7 構成例の内視鏡 11 によれば、先端フランジ部 63、カバーチューブ 69 及びシース 61 が同軸で連なっており、第 9 構成例の内視鏡 11 によれば、先端フランジ部 63 及びシース 61 が同軸で連なっているため、ともに細径化しやすく、良好な画像を安定的に得ることができ、挿入操作性を高めることができる。

【0067】

< 第 8 構成例 >

第 8 構成例の内視鏡 11 は、本実施形態の内視鏡 11 において、シース 61 の厚みを 0.1 ~ 0.3 mm の範囲とすることができる。シース 61 の厚みは、カバーチューブ 69 と小径延出部 71 との間の段部における段差寸法と一致する。小径延出部 71 は、撮像素子 33 を挟んでレンズユニット 35 の反対側に突出する部分となる。即ち、小径延出部 71 は、中心に 1 本の伝送ケーブル 31 を配置し、その外側に、4 本の光ファイバ 59 が配置されるのみとなる。従って、小径延出部 71 は、撮像素子 33 を埋入している部分のモールド部 65 に比べ、容易に小径化が可能となる。つまり、シース 61 は、外径がカバーチューブ 69 と同一であるので、肉厚の設計自由度が向上する。

【0068】

以上により、第 8 構成例の内視鏡 11 によれば、シース 61 の厚みを 0.3 mm まで厚くできるので、シース 61 の引っ張り強度を高くすることが容易となる。

【0069】

< 第 9 構成例 >

図 6 は、薄肉のシースが先端部に接続された構成の一例を示す断面図である。

【0070】

第 9 構成例の内視鏡 11 は、本実施形態の内視鏡 11 において、シース 61 の厚みを 0.1 mm とすることができる。内視鏡 11 は、シース 61 の厚みを 0.1 mm とした場合、第 7 構成例の内視鏡 11 において説明したカバーチューブ 69 を不要とすることができる。即ち、第 9 構成例の内視鏡 11 は、シース 61 をカバーチューブ 69 の肉厚とほぼ同等の肉厚（0.1 mm）とすることで、撮像素子 33 及びレンズユニット 35 を埋入している部分のモールド部 65 を覆うことが可能となる。第 9 構成例の内視鏡 11 では、シース 61 の先端が、先端フランジ部 63 の後端面に当接して接着剤等によって固定される。シース 61 は、薄厚になることによって生じる引っ張り強度の低下を、上記の抗張力線等によって補うことができる。

【0071】

以上により、第 9 構成例の内視鏡 11 によれば、カバーチューブ 69 を省略し、シース 61 を直接に先端フランジ部 63 に接続できるので、部品点数を少なくできる。

【0072】

（第 2 の実施形態）

次に、第 2 の実施形態の内視鏡 111 について説明する。

【0073】

図 7 は、第 2 の実施形態の内視鏡 1 1 1 の先端部を前側から見た様子を示す斜視図である。図 8 は、第 2 の実施形態の内視鏡 1 1 1 の先端部の一例を示す断面図である。図 9 は、第 2 の実施形態の内視鏡におけるレンズ及び撮像素子が接着用樹脂を介して直付けされた状態の一例を示す断面図である。図 10 は、第 2 の実施形態の内視鏡の導体接続部に伝送ケーブルが接続された撮像素子をレンズユニットと反対側から見た斜視図である。なお、第 2 の実施形態では第 1 の実施形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し重複する説明は省略する。

【0074】

< 第 10 構成例 >

図 7 に示す内視鏡 1 1 1 は、図 8 に示す先端部 1 5 の最大外径 D_{max} を、ダイシング可能な撮像素子 3 3 の基板の外接円の直径に相当する有限径 $\sim 1.0\text{ mm}$ の範囲で形成することができる。

【0075】

本実施形態の内視鏡 1 1 1 では、光軸の方向に垂直な方向における断面が正形状の撮像素子 3 3 として、1 辺の寸法が 0.5 mm 以下のものが使用される。これにより、内視鏡 1 1 1 は、撮像素子 3 3 の対角寸法が 0.7 mm 程度となり、照明手段としてのライトガイド 5 7 (例えば $50\text{ }\mu\text{m}$) を含めば、最大外径 D_{max} が 1.0 mm 以下のものが可能となる。

【0076】

以上により、第 10 構成例の内視鏡 1 1 1 によれば、最大外径 D_{max} を 1.0 mm 未満とすることで、例えば人体の血管への挿入を更に容易に可能とすることができる。

【0077】

< 第 11 構成例 >

第 11 構成例の内視鏡 1 1 1 は、本実施形態の内視鏡 1 1 1 において、図 10 に示すように、撮像素子 3 3 の基板が、正方形で形成され、導体接続部 4 9 が、撮像素子 3 3 の基板の四隅に配置されている。1 つの導体接続部 4 9 は、例えば円形状に形成される。4 つの導体接続部 4 9 は、正方形の四隅に配置されることによって、相互に最大距離で離間した配置が可能となっている。

【0078】

伝送ケーブル 3 1 は、電線 4 5 である電力線及び信号線それぞれの導体が絶縁被覆によって覆われる。4 本の電線 4 5 は、左右 2 本、上下 2 段に配置されて絶縁被覆の外周が更に外被によって束ねられて、一本の伝送ケーブル 3 1 となっている。それぞれの導体は、絶縁被覆が剥かれた状態で、4 本が平行な直線状にフォーミングされる。電線 4 5 は、この導体の先端が、半田によって導体接続部 4 9 に接続される。撮像素子 3 3 と伝送ケーブル 3 1 とは、図 8 に示すように、モールド樹脂 1 7 によって覆われる。従って、導体接続部 4 9、導体、電線 4 5 の絶縁被覆、及び伝送ケーブル 3 1 の外被は、モールド樹脂 1 7 に埋入される。

【0079】

以上により、第 11 構成例の内視鏡 1 1 1 によれば、4 つの導体接続部 4 9 を、撮像素子 3 3 の基板の四隅に配置できるので、4 つの導体接続部 4 9 を、正方形の撮像素子 3 3 の基板において、図 10 に示すように、相互に最大距離で均等に離間させて配置させることができる。これにより、半田付けの工程において隣接する 2 つの導体接続部 4 9 が半田によって接続されることがなく、絶縁距離の確保が容易となって、先端部 1 5 の細径化を容易にすることができる。なお、第 1 の実施形態の内視鏡 1 1 において、図 10 に示すように、4 つの導体接続部 4 9 が撮像素子 3 3 の基板の四隅に配置されてもよい。

【0080】

< 第 12 構成例 >

第 12 構成例の内視鏡 1 1 1 は、図 9 に示すように、対物カバーガラス 9 1 と、素子カバーガラス 4 3 と、撮像面 4 1 が素子カバーガラス 4 3 によって覆われる撮像素子 3 3 と、対物カバーガラス 9 1 と素子カバーガラス 4 3 との間に挟まれ、撮像面 4 1 の中心に光

10

20

30

40

50

軸が一致されたレンズ 9 3 と、対物カバーガラス 9 1 とレンズ 9 3 との間に設けられる絞り 5 1 と、レンズ 9 3 と素子カバーガラス 4 3 とを固定する接着用樹脂 3 7 と、レンズ 9 3 と素子カバーガラス 4 3 との間に設けられる空気層 9 5 と、を備える。

【0081】

第 1 の実施形態の内視鏡 1 1 では、3 枚レンズのうち最終のレンズ L 3 と素子カバーガラス 4 3 との間の有限な幅を有する離間部 4 7 に接着用樹脂 3 7 が塗布されたことで、レンズ L 3 と素子カバーガラス 4 3 とが直付けされている。一方、第 2 の実施形態の内視鏡 1 1 1 では、レンズ 9 3 と素子カバーガラス 4 3 とが接着用樹脂 3 7 を介して直付けされる。その結果、内視鏡 1 1 1 では、接着用樹脂 3 7 は、側面視でほぼ線状となる（図 1 0 参照）。また、第 2 の実施形態の内視鏡 1 1 1 では、レンズ 9 3 と素子カバーガラス 4 3 とは、レンズ 9 3 の両端側のコバ部において接着用樹脂 3 7 によって直付けされており、接着用樹脂 3 7 はコバ部にのみ塗布される。

10

【0082】

レンズ 9 3 は、例えば単一レンズであり、外形状が撮像素子 3 3 と同一の角柱状に形成され、かつ光軸の方向に垂直な方向における断面が正形状である。レンズ 9 3 は、対物カバーガラス 9 1 を通過した被写体からの入射光を、素子カバーガラス 4 3 を介して撮像素子 3 3 の撮像面 4 1 に結像する。レンズ 9 3 の素子カバーガラス 4 3 側の面には、凹部が形成される。凹部の底面には、略球面状に隆起した凸曲面部 9 7 が形成される。レンズ 9 3 は、凸曲面部 9 7 によって、光の集束を行う光学素子としての機能を有する。凸曲面部 9 7 の隆起先端は、素子カバーガラス 4 3 との間から若干離間する。一方、レンズ 9 3 は、凹部を包囲する四角環状の端面が、接着用樹脂 3 7 を介して素子カバーガラス 4 3 に接着される。これにより、レンズ 9 3 と素子カバーガラス 4 3 との間の凹部には、空気が封入された状態となる。この密閉空間となった凹部に封入される空気は、乾燥空気であることが好ましい。また、この凹部には、窒素が封入されてもよい。このように、レンズ 9 3 と素子カバーガラス 4 3 との間には、凹部を内容積とする空気層 9 5 が形成される。この空気層 9 5 には、凸曲面部 9 7 が配置される。つまり、レンズ 9 3 は、凸曲面部 9 7 の光出射面が、空気と接している。

20

【0083】

最大外径 D_{max} が 1.0 mm の内視鏡 1 1 1 では、レンズ枚数が減らせるか否かが細径化の重要な要件となる。従って、内視鏡 1 1 1 において単一レンズであるレンズ 9 3 を設けた場合、光軸方向に平行な幅方向における微小な領域で、レンズ 9 3 との間で如何に屈折率差を持たせるかが重要であり、第 1 2 構成例の内視鏡 1 1 1 では、レンズ 9 3 との間で大きな屈折率差が得られる空気層を光学素子面に設けたことを特徴としている。

30

【0084】

以上により、第 1 2 構成例の内視鏡 1 1 1 によれば、レンズ 9 3 に凹部を形成し、その底面に凸曲面部 9 7 を形成し、四角環状の端面を素子カバーガラス 4 3 に接着したので、微小な領域に、レンズ 9 3 との屈折率差を大きくするための空気層 9 5 を確保することができる。同時に、レンズ 9 3 は、撮像面 4 1 との光軸合わせが容易にできるようになる。レンズ 9 3 は、空気層 9 5 を確保できたことにより、レンズ 9 3 との間で大きなレンズパワーを得ることが可能となる。これにより、内視鏡 1 1 1 においてレンズ枚数を 1 枚に減らすことができる。その結果、内視鏡 1 1 1 において小型化、コスト低減を図ることができる。

40

【0085】

< 第 1 3 構成例 >

第 1 3 構成例の内視鏡 1 1 1 は、本実施形態の内視鏡 1 1 1 において、図 8 に示すように、対物カバーガラス 9 1 の対物面を除く外周面、レンズ 9 3 の外周面及び撮像素子 3 3 をモールド樹脂 1 7 によって被覆して固定するとともに先端部 1 5 の外殻を形成しかつ外部に露出するモールド部 6 5 と、先端部 1 5 と同一外径で形成されてモールド部 6 5 の少なくとも一部を覆って接続される管状のシース 6 1 とを備える。

【0086】

50

シース 6 1 は、上記のように可撓性を有する樹脂材からなる。また、シース 6 1 は、上記のように強度を付与する目的で、内周側に単線、複数線、編組の抗張力線を備えることができる。抗張力線の材質は上記と同様である。

【0087】

内視鏡 1 1 1 は、対物カバーガラス 9 1 と、レンズ 9 3 と、素子カバーガラス 4 3 と、撮像素子 3 3 の全体と、伝送ケーブル 3 1 の一部分と、ライトガイド 5 7 の一部分がモールド樹脂 1 7 によって被覆されて固定され、かつモールド樹脂 1 7 は外部に露出されている。なお、内視鏡 1 1 1 の先端部 1 5 には、X 線不透過マーカーが内包されてもよい。これにより、内視鏡 1 1 1 は、X 線透視下における先端位置の確認が容易となる。

【0088】

内視鏡 1 1 1 は、対物カバーガラス 9 1、レンズ 9 3、素子カバーガラス 4 3、撮像素子 3 3、伝送ケーブル 3 1 の一部、ライトガイド 5 7 の一部（撮像ユニット）がモールド樹脂 1 7 によって被覆されて固定されるので、これら各部材同士を固定する際の介在部品が少ない。これにより、内視鏡 1 1 1 の先端部 1 5 を小径化することができ、更なる細径化を図る場合であっても、最小限の寸法で構成できる。また、部品コストを削減できる。例えば人体の血管のような非常に径が細い患部を撮像可能に適用可能な内視鏡 1 1 1 を実現することができる。この結果、内視鏡 1 1 において小型化、コスト低減を図ることができる。

【0089】

また、モールド樹脂 1 7 は、撮像素子 3 3 から対物カバーガラス 9 1 までを覆って成形されるので、これら撮像ユニットの固定強度の増大に寄与する。また、モールド樹脂 1 7 は、空気層 9 5 の気密性（つまり、細かい隙間が無い）、水密性、遮光性も高める。更に、モールド樹脂 1 7 は、ライトガイド 5 7 用の光ファイバ 5 9 が埋入された際の遮光性も高める。

【0090】

また、内視鏡 1 1 1 は、先端部 1 5 に、ライトガイド 5 7 をモールド樹脂 1 7 によってモールドするので、ライトガイド 5 7 を構造材として作用させ、細径の内視鏡 1 1 1 においても、軟性部 2 9 と先端部 1 5 との接続強度を向上させることができる。また、内視鏡 1 1 1 では、先端部 1 5 を挿入側最表面（例えば図 7 参照）から見た場合に、モールド樹脂 1 7 が先端部 1 5 の対物カバーガラス 9 1 並びに 4 つの光ファイバ 5 9 を含めて被覆するので、対物カバーガラス 9 1 並びに 4 つの光ファイバ 5 9 のそれぞれの周囲のクリアランス（つまり、それぞれの周囲の隙間）が無い。従って、内視鏡 1 1 1 は、検査や手術の際に使用された後に滅菌作用が施される（つまり、洗浄される）と、内視鏡 1 1 1 に不要な液体等の洗浄残りが付着することが軽減され、第 1 の実施形態の内視鏡 1 1 に比べて、次の検査又は手術に使用する際の衛生面においてより一層の高度な利便性を有することができる。

【0091】

また、特許文献 2 に示した従来の内視鏡 5 3 3 は、先端部の軸線とレンズユニット 5 4 7 の光軸とが偏芯している。このため、先端部の回転角度によって被写体までの距離が変わりやすく、良好な画像を安定的に得にくい。更に、先端部の軸線とレンズユニット 5 4 7 の光軸とが偏芯していると、先端部の回転角度によって管内壁と先端部との干渉具合が変わり、特に径が細い孔への進入時に操作性が低下する。これに対し、内視鏡 1 1 1 によれば、対物カバーガラス 9 1、レンズ 9 3、素子カバーガラス 4 3、撮像素子 3 3 が同軸で連なっている。つまり、先端部 1 5 と同心円で対物カバーガラス 9 1 が配置される。その結果、第 1 3 構成例の内視鏡 1 1 1 は、細径化しやすく、良好な画像を安定的に得ることができ、挿入操作性を高めることができる。

【0092】

< 第 1 4 構成例 >

第 1 4 構成例の内視鏡 1 1 1 は、シース 6 1 の厚みを、0.1 ~ 0.3 mm の範囲とすることが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 3 】

内視鏡 1 1 1 のモールド部 6 5 は、撮像素子 3 3 を覆った後端から後方へ延出する図 8 に示す小径延出部 7 1 を有する。小径延出部 7 1 は、円柱状に成形され、4 本の光ファイバ 5 9 を埋入している。小径延出部 7 1 は、4 本の光ファイバ 5 9 の内側に、伝送ケーブル 3 1 を埋入している。シース 6 1 は、内径側が、小径延出部 7 1 の外周に接着剤等によって固定される。つまり、モールド部 6 5 及びシース 6 1 は、1 . 0 mm の同軸の最大外径 D_{max} で連なっている。

【 0 0 9 4 】

以上により、第 1 4 構成例の内視鏡 1 1 1 によれば、シース 6 1 の厚みを 0 . 3 mm まですくできるので、シース 6 1 の引っ張り強度を高くすることが容易となる。また、伝送ケーブル 3 1 の最小外径は、現在 0 . 5 4 mm 程度である。先端部 1 5 の最大外径 D_{max} を 1 . 0 mm とした場合、シース 6 1 の厚みは、0 . 2 3 mm となる。これによって、内視鏡 1 1 1 は、シース 6 1 の厚みを上記の 0 . 1 ~ 0 . 3 mm の範囲とすることで、先端部 1 5 の最大外径 D_{max} を、1 . 0 mm とすることを可能にすることができる。

【 0 0 9 5 】

(第 3 の実施形態)

次に、第 3 の実施形態の内視鏡 1 2 1 について説明する。

【 0 0 9 6 】

図 1 1 は、第 3 の実施形態の内視鏡 1 2 1 の先端部の一例を示す断面図である。なお、第 3 の実施形態では第 1 の実施形態、第 2 の実施形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し重複する説明は省略する。

【 0 0 9 7 】

第 3 の実施形態の内視鏡 1 2 1 は、上記のカバーチューブ 6 9 を備えない点に特徴を有する。内視鏡 1 2 1 は、先端部 1 5 の最大外径 D_{max} が、1 . 8 mm で形成される。モールド部 6 5 は、大径のモールド本体 1 2 3 から先端フランジ部 6 3 の反対側に小径延出部 7 1 が延出する。

【 0 0 9 8 】

シース 6 1 は、可撓性を有し、内視鏡 1 2 1 の先端部 1 5 を保護するために、レンズ L 1 , L 2 , L 3 、撮像素子 3 3 、照明手段 (例えばライトガイド 5 7) の一部、及び伝送ケーブル 3 1 を覆う。シース 6 1 は、先端フランジ部 6 3 と、同一外径 (即ち、最大外径 D_{max}) で形成される。一方、シース 6 1 の内周は、小径延出部 7 1 を覆う部分で小径となり、モールド本体 1 2 3 を覆う部分で大径となる。従って、シース 6 1 は、小径延出部 7 1 を覆う部分が厚肉部 1 2 5 となり、モールド本体 1 2 3 を覆う部分が薄肉部 1 2 7 となる。シース 6 1 の内周には、厚肉部 1 2 5 と薄肉部 1 2 7 との間に段部 1 2 9 が形成される。この段部 1 2 9 には、シース接着剤 1 3 1 が充填される。

【 0 0 9 9 】

この内視鏡 1 2 1 によれば、第 1 の実施形態の内視鏡 1 1 と同様に、先端部 1 5 の更なる細径化を実現可能にできる。また、内視鏡 1 2 1 は、カバーチューブ 6 9 が不要となるので、部品点数を少なくできる。更に、内視鏡 1 2 1 は、ステンレス鋼 (例えば SUS 3 1 6) 等の金属からなるカバーチューブ 6 9 を有する内視鏡 1 1 に比べ、先端部 1 5 が柔らかいので、内視鏡 1 2 1 の体内等への挿入時に生じる衝撃を吸収することができる。また、内視鏡 1 2 1 は、先端部 1 5 が金属の場合に比べ、衝撃を吸収するので術者による施術を行いやすくなる。つまり、操作性を高めることができる。

【 0 1 0 0 】

< 第 1 5 構成例 >

図 1 2 は、シース 6 1 の硬さを段階的に異ならせた内視鏡 1 2 1 の先端部の一例を示す断面図である。図 1 3 は、シースの硬さを段階的に異ならせた内視鏡 1 3 5 の先端部の他の例を示す断面図である。

【 0 1 0 1 】

内視鏡 1 2 1 は、シース 6 1 の硬さを挿入部 2 1 の位置で異ならせることができる。即

10

20

30

40

50

ち、内視鏡 1 2 1 のシース 6 1 は、挿入部 2 1 の先端側に硬度の低い先端低硬度部 1 3 3 を有するとともに、それ以外の部位（つまり、後端側の部分又は先端側以外の部位）の硬度が先端低硬度部 1 3 3 よりも段階的に高い。この構成は、最大外径 D_{max} が 1.8 mm の図 1 2 に示す内視鏡 1 2 1 と、最大外径 D_{max} が 1.0 mm の図 1 3 に示す内視鏡 1 3 5 とで同様に適用することができる。

【0102】

例えば術者は、内視鏡 1 2 1, 1 3 5 を使用する際、挿入時のガイドとしての役割を有するカテーテルの挿入開口（図示略）に、内視鏡 1 2 1 の先端部 1 5 を挿入する。この際、術者は、内視鏡 1 2 1, 1 3 5 の先端部 1 5 よりも所定長後方を手指で摘んで挿入開口へ挿入する。先端部 1 5 が挿入開口に挿入された内視鏡 1 2 1, 1 3 5 は、その後は迅速に挿入が行われる。この際、特に細径な血管用の内視鏡 1 2 1, 1 3 5 は、強く摘まれることによる破損を防止しなければならない。内視鏡 1 2 1, 1 3 5 は、先端から所定長の長さ、先端低硬度部 1 3 3 となり、それ以外の部位（つまり、後端側の部分又は先端側以外の部位）が先端低硬度部 1 3 3 よりも段階的に高い硬度で形成されることにより、上記の操作性と、破損の防止とを両立させることができる。

10

【0103】

この先端低硬度部 1 3 3 の長さは、例えば 50 ~ 300 mm とすることができる。先端低硬度部 1 3 3 は、50 mm 以上では、操作性を確保でき、300 mm 以下で破損のリスクを低減できる。

【0104】

20

< 第 16 構成例 >

図 1 4 は、シース 6 1 の硬さを 3 段階で段階的に異ならせた内視鏡 1 2 1 の先端部の一例を示す断面図である。図 1 5 は、シースの硬さを 3 段階で段階的に異ならせた内視鏡 1 3 5 の先端部の他の例を示す断面図である。内視鏡 1 2 1 は、シース 6 1 の硬さを 3 段階で異ならせるものであってもよい。この場合、内視鏡 1 2 1 のシース 6 1 は、挿入部 2 1 の先端側に硬度の低い先端低硬度部 1 3 3 を有し、先端低硬度部 1 3 3 が、先端低硬度部 1 3 3 より段階的に硬度の高い接続中硬度部 1 3 7 に接続される。接続中硬度部 1 3 7 の先端低硬度部 1 3 3 の反対側には、接続中硬度部 1 3 7 より段階的に硬度の高い高硬度部 1 3 9 が接続される。この構成は、最大外径 D_{max} が 1.8 mm の図 1 4 に示す内視鏡 1 2 1 と、最大外径 D_{max} が 1.0 mm の図 1 5 に示す内視鏡 1 3 5 とで同様に適用することができる。

30

【0105】

図 1 6 は、挿入部の位置ごとの硬さを示す数値例を表すテーブルである。シース 6 1 の硬さを 3 段階で異ならせた内視鏡 1 2 1, 1 3 5 は、先端低硬度部 1 3 3、接続中硬度部 1 3 7 及び高硬度部 1 3 9 の硬度を図 1 6 に示す範囲の値に設定することが好ましい。即ち、先端低硬度部 1 3 3 のショア D 硬さは、25 ~ 55 とすることが好ましい。接続中硬度部 1 3 7 のショア D 硬さは、40 ~ 65 とすることが好ましい。高硬度部 1 3 9 のショア D 硬さは、60 ~ 75 とすることが好ましい。先端低硬度部 1 3 3 は、ショア D 硬さ 25 よりも柔らかいと破損リスクが高くなる。また、高硬度部 1 3 9 は、ショア D 硬さが 75 よりも硬くなると破損リスクが高くなる。

40

【0106】

シース 6 1 は、硬度の異なるものでは融点異なる。この場合、両者を接合するには、融点の高い温度で接合を行う。すると、融点の低い樹脂材料は、融点を大きく超えて加熱されることになる。樹脂材料では、このような過加熱により、ひけやボイドが生じやすく、接合面が不安定となって接合強度が低下する。そこで、内視鏡 1 2 1, 1 3 5 では、先端低硬度部 1 3 3 と高硬度部 1 3 9 との間に接続中硬度部 1 3 7 を介在させている。接続中硬度部 1 3 7 は、その融点の差を小さくすることができる。これにより、シース 6 1 の硬さを 3 段階で異ならせた内視鏡 1 2 1, 1 3 5 によれば、接続時における樹脂材料の過加熱を抑制することができる。

【0107】

50

従って、内視鏡 1 2 1 , 1 3 5 は、先端が必要な柔らかさがあり、手元に必要な硬さがあり、この間に、接続中硬度部 1 3 7 が介在することにより、上述した製造上の課題（つまり、接合面の接合強度の低下）を解決することができる。

【 0 1 0 8 】

< 第 1 7 構成例 >

内視鏡 1 2 1 は、モールド本体 1 2 3 が図 1 1 に示す小径延出部 7 1 を有する。従って、シース 6 1 は、厚肉部 1 2 5 と薄肉部 1 2 7 とを有する。ここで、内視鏡 1 2 1 は、小径延出部 7 1 の延出端面 1 4 1 がシース 6 1 の厚肉部 1 2 5 に配置される。シース 6 1 の内方は、延出端面 1 4 1 を境にモールド本体 1 2 3 の反対側が空洞 1 4 3 となる。

【 0 1 0 9 】

図 1 7 は、モールド部 6 5 に小径延出部 7 1 を形成しない構成の断面図である。内視鏡は、例えば延出端面 1 4 1 を設けない構成の場合、シース 6 1 が屈曲すると、図 1 7 に示すように、モールド本体 1 2 3 の本体後端部 1 4 5 でシース 6 1 の屈曲により生じる応力が集中する。つまり、応力は、薄肉部 1 2 7 で集中する。これに対し、図 1 1 に示す内視鏡 1 2 1 のように、延出端面 1 4 1 を設けた構成では、延出端面 1 4 1 が厚肉部 1 2 5 に配置することになるので、シース 6 1 の屈曲時に、シース 6 1 は、厚肉部 1 2 5 でシース 6 1 の屈曲により生じる応力が集中する。これにより、内視鏡 1 2 1 は、薄肉部 1 2 7 への応力の集中を回避することで、シース 6 1 を破損しにくくできる。このことは、特に細径で、薄厚な部材を多用する内視鏡の要部において有益な効果となる。

【 0 1 1 0 】

以上、図面を参照しながら各種の実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。また、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施形態又は各構成例における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 1 1 】

本発明は、内視鏡において小型化、コスト低減を図ることができる効果を有し、例えば医療手術等に用いる細径の内視鏡等として有用である。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 2 】

1 1、1 1 1、1 2 1、1 3 5 ... 内視鏡

1 5 ... 先端部

1 7 ... モールド樹脂

2 1 ... 挿入部

3 1 ... 伝送ケーブル

3 3 ... 撮像素子

3 7 ... 接着用樹脂

4 1 ... 撮像面

4 3 ... 素子カバーガラス

5 7 ... ライトガイド（照明手段）

5 9 ... 光ファイバ（照明手段）

6 1 ... シース

6 5 ... モールド部

7 1 ... 小径延出部

1 2 3 ... モールド本体

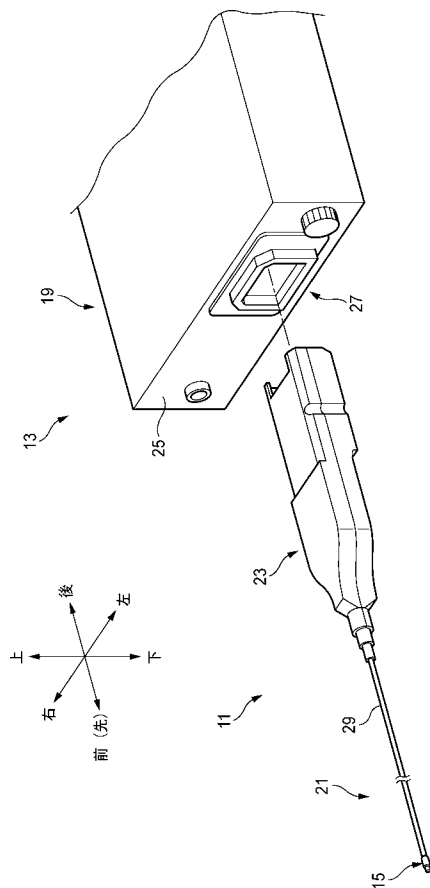
1 2 5 ... 厚肉部

1 2 7 ... 薄肉部

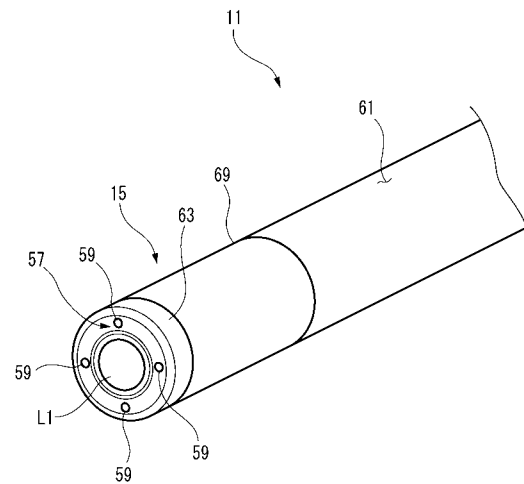
1 2 9 ... 段部

1 3 3 ... 先端低硬度部
 1 3 7 ... 接続中硬度部
 1 3 9 ... 高硬度部
 1 4 1 ... 延出端面
 L 1、L 2、L 3、9 3 ... レンズ
 D m a x ... 最大外径

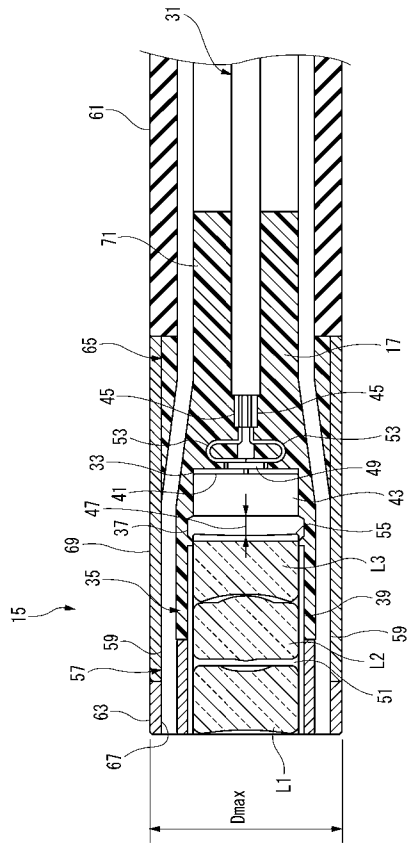
【 図 1 】



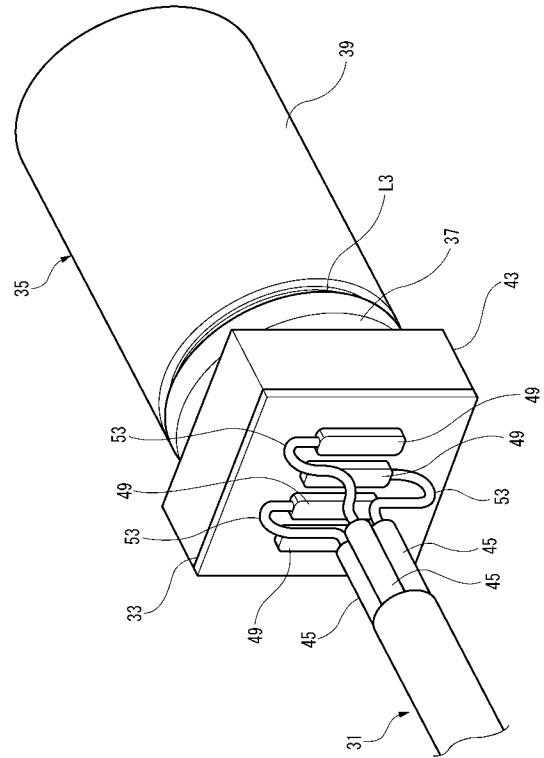
【 図 2 】



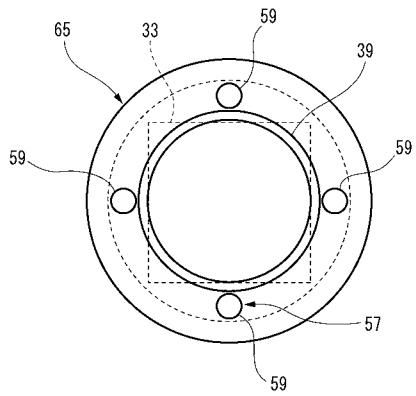
【 図 3 】



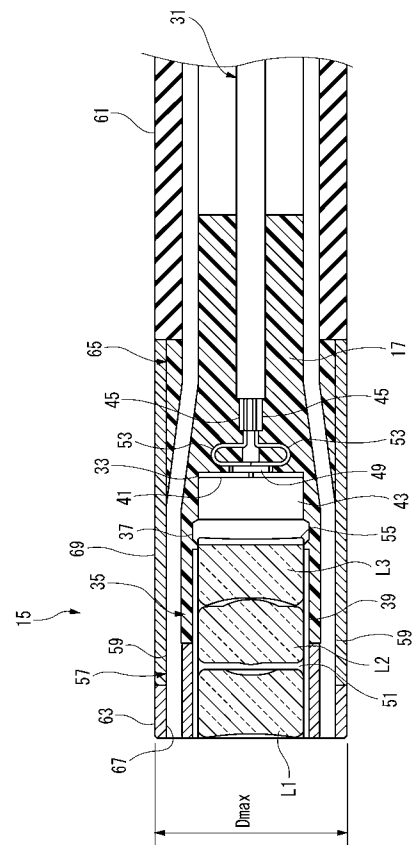
【 図 4 】



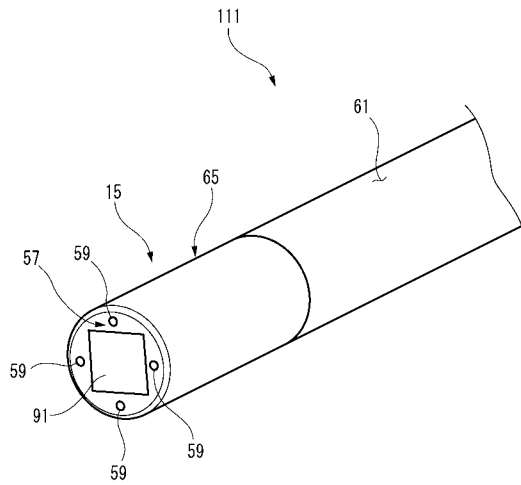
【 図 5 】



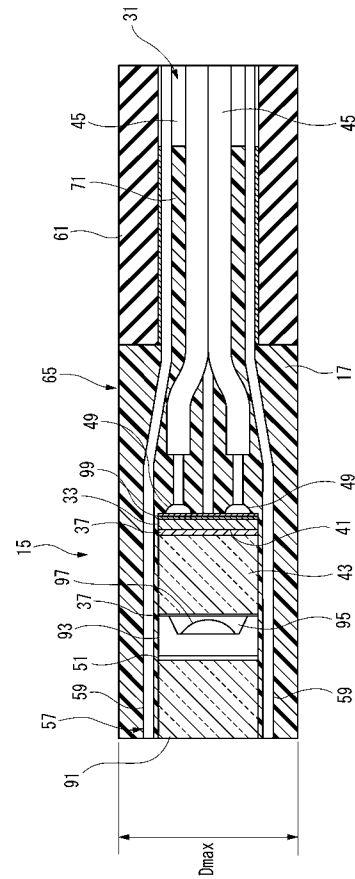
【 図 6 】



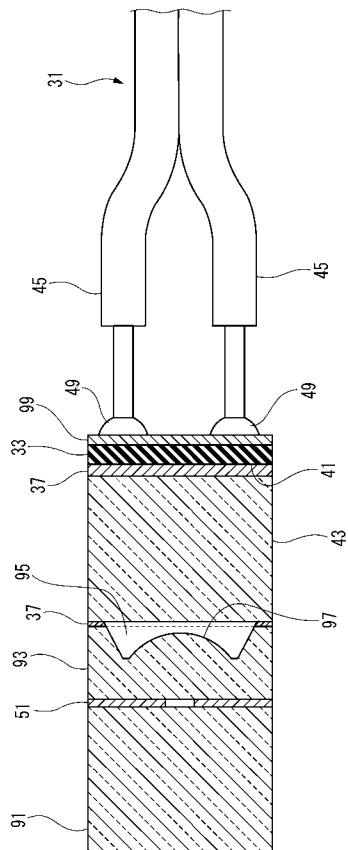
【図 7】



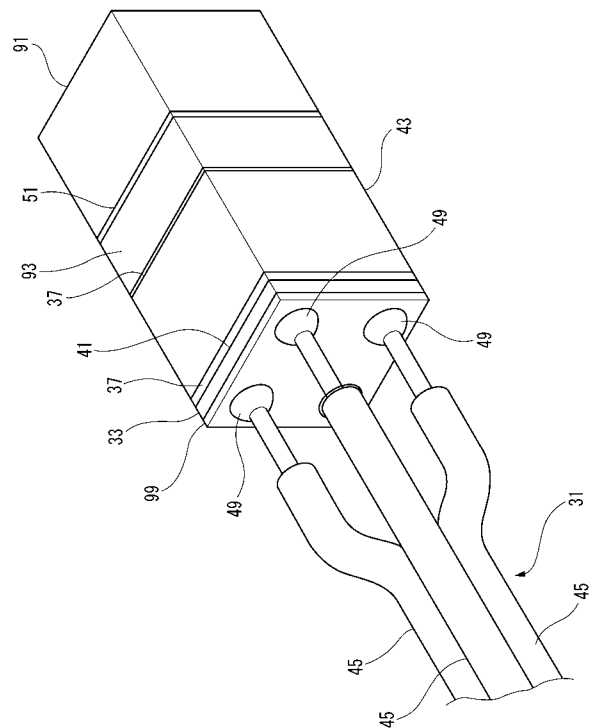
【図 8】



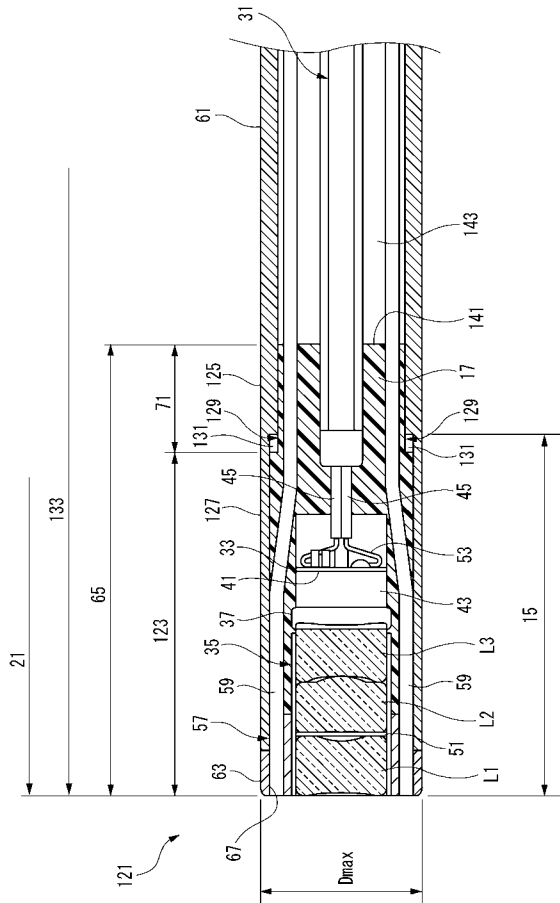
【図 9】



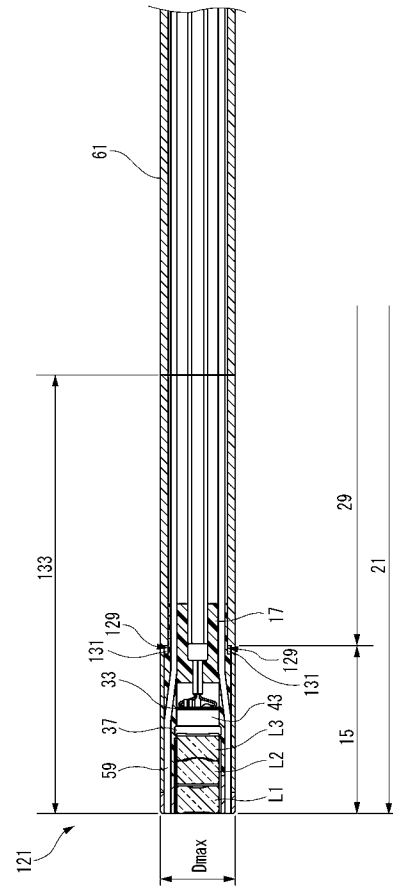
【図 10】



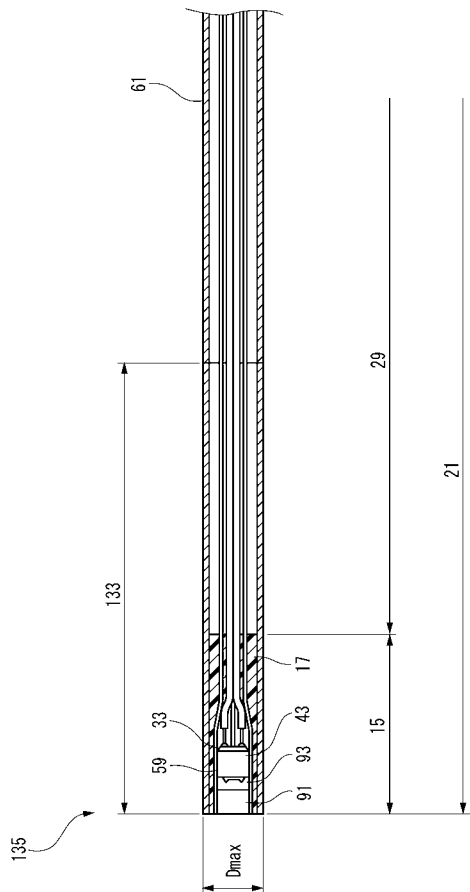
【図 1 1】



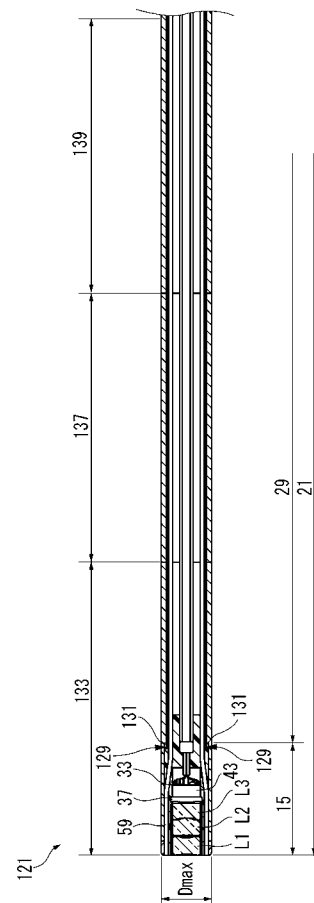
【図 1 2】



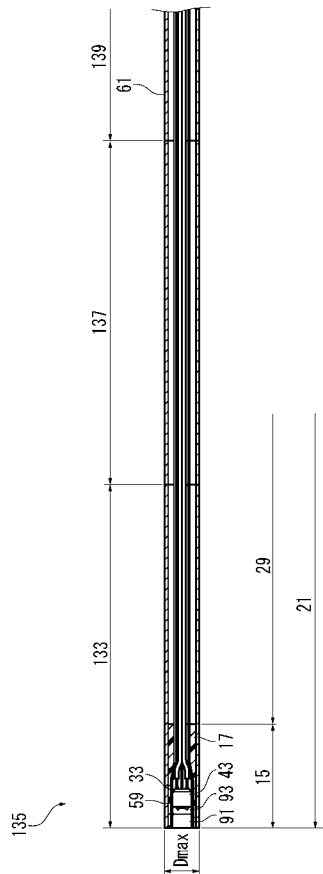
【図 1 3】



【図 1 4】



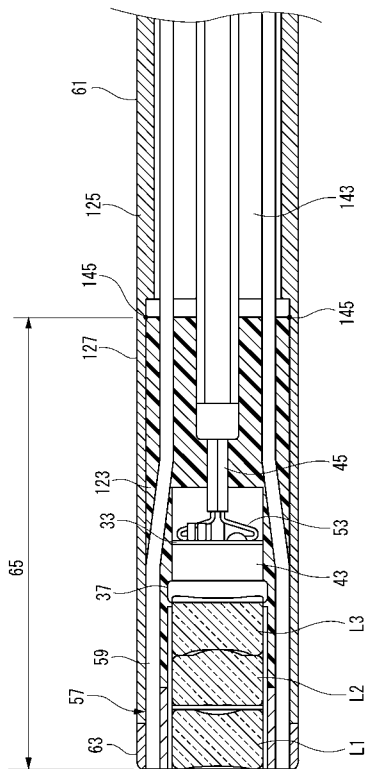
【図 15】



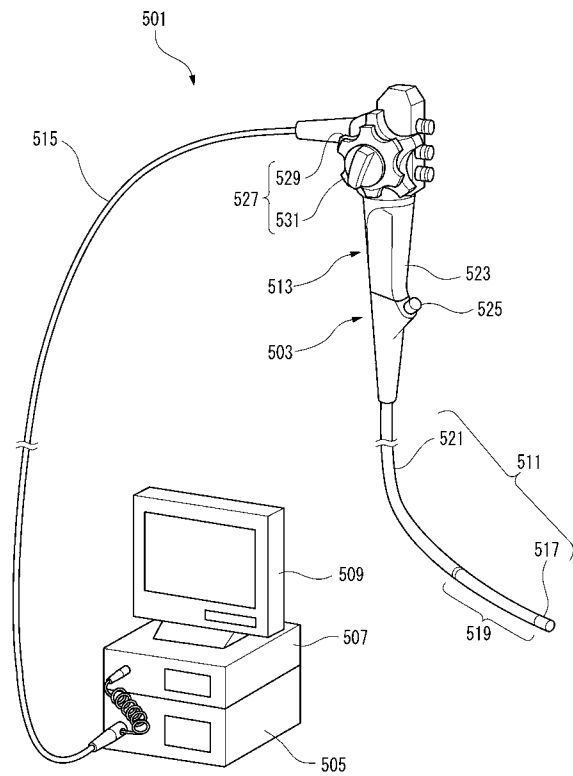
【図 16】

	先端	接続する部	それ以外
ショアド硬さ	25～55	40～65	60～75

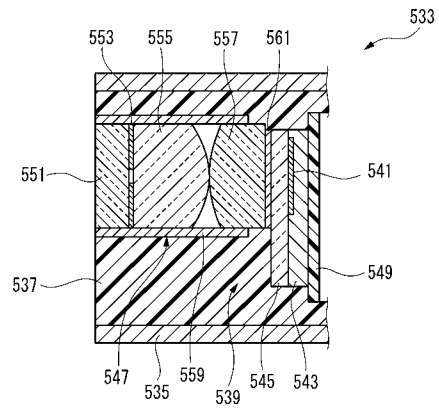
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA06 AA07 AA15 AA22 BB02 CC06 DD03 DD04 FF35 FF40
FF45 FF46 JJ03 JJ06 LL02 NN01 NN03 PP08 PP11 SS01
UU03

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2017185023A	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2016076172	申请日	2016-04-05
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	原口直之 真田崇史		
发明人	原口 直之 真田 崇史		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/005.513 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA24 2H040/DA01 2H040/DA13 2H040/DA17 2H040/GA02 2H040/GA03 4C161/AA06 4C161/AA07 4C161/AA15 4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD04 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/JJ03 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/PP08 4C161/PP11 4C161/SS01 4C161/UU03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

结构紧凑，减少在内窥镜的成本。在内窥镜中，透镜L1，L2，L3，一个正方形的外形，透镜L1，L2是一个边的长度上，长度和L3的相同的图像传感器33的直径覆盖图像传感器33的成像表面41，一个正方形的外部形状，该图像传感器33的长度的一个侧面的一侧上，并且在同一元件覆盖玻璃的长度43当透镜L1，L2具有连接到图像传感器33的传输电缆31中，沿着透镜L1，L2，L3和传输电缆31中，灵活性提供的照明装置，并且，管状护套61覆盖照明装置和传输电缆31的一部分。透镜L1，L2和L3的光轴与成像表面41的中心一致，透镜L1和L2，L3和元件盖玻璃43通过接合树脂37固定。

