

(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2019-25207

(P2019-25207A)

(43) 公開日 平成31年2月21日(2019.2.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 530	2H040
A61B 1/05 (2006.01)	A61B 1/05	4C161
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 715	5C122
G02B 23/24 (2006.01)	A61B 1/00 684	
H04N 5/225 (2006.01)	G02B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-150016 (P2017-150016)
 (22) 出願日 平成29年8月2日 (2017.8.2)

(出願人による申告) 平成28年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構、「オートプ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 小林 克博
 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 榎本 博文
 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 星野 功一
 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 CA22 DA12 DA51 GA02
 最終頁に続く

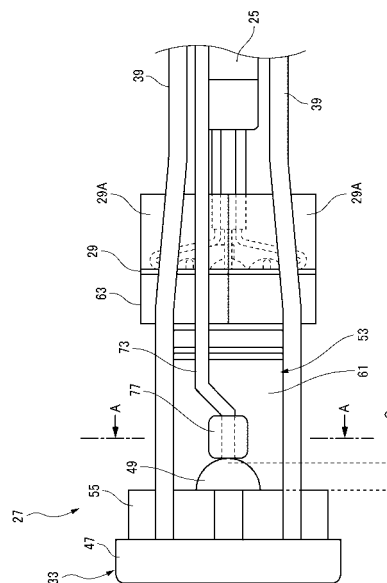
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 静電気を逃がすことにより撮像素子を保護しつつ、簡素な構造で細径化が容易となる。

【解決手段】 内視鏡において、被検対象物に挿入される先端部27を少なくとも有する挿入部15と、挿入部15の先端部27に設けられるレンズユニット53と、レンズユニット53の被検対象物側と反対側に配置される撮像素子29と、先端が撮像素子29よりもレンズユニット側に延出して配置され、基端が挿入部の内方を通る線状導体73と、を設けた。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検対象物に挿入される先端部を少なくとも有する挿入部と、
前記先端部に設けられるレンズユニットと、
前記レンズユニットの前記被検対象物側と反対側に配置される撮像素子と、
先端が前記撮像素子よりも前記レンズユニット側に延出して配置され、基端が前記挿入部の内方を通る線状導体と、を備える、
内視鏡。

【請求項 2】

前記先端部の前面に設けられ、導電性を有する先端フランジ部、を更に備え、
前記レンズユニットの前記被検対象物側は、前記先端フランジ部の内径穴により支持される、

10

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記線状導体の先端と前記先端フランジ部とは離間して配置される、
請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記線状導体の先端と前記先端フランジ部とは電氣的に接続される、
請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記線状導体の先端と前記先端フランジ部とは接着剤により固定される、
請求項 3 又は 4 に記載の内視鏡。

20

【請求項 6】

前記線状導体の先端は、前記撮像素子の角外形に包囲される円形の前記レンズユニットの外周と、前記撮像素子の角部との間に配置される、
請求項 1 ~ 5 のうちいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記線状導体の先端は、前記レンズユニットの円周方向の一部分に沿って形成される、
請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記線状導体の先端は、前記レンズユニットの円周方向の全周に沿って形成される、
請求項 3 に記載の内視鏡。

30

【請求項 9】

前記レンズユニットの外周は、モールド部によりモールドされ、
前記線状導体の先端の少なくとも一部は、前記モールド部に覆われる、
請求項 1 ~ 8 のうちいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 10】

前記レンズユニットの外周は、モールド部によりモールドされ、
前記線状導体の先端は、前記モールド部の外側に配置される、
請求項 1 ~ 8 のうちいずれか一項に記載の内視鏡。

40

【請求項 11】

前記線状導体と前記先端部と電氣的に絶縁される被絶縁回路との間に、前記先端部への漏れ電流を遮断する保護素子を備える、

請求項 1 ~ 3 及び 5 ~ 10 のうちいずれか一項に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

50

近年、医療分野又は工業分野において、観察対象物（例えば患者の体内、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、観察対象物の内部に挿入される先端側の挿入部において、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出する。

【0003】

例えば医療分野において用いられる内視鏡では、患者の負担を軽減するために、患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8～9mm程度であった。このため、挿入時に舌根部に触れやすく、患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5～6mm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、5mm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。

10

【0004】

ここで、対物レンズ系やイメージセンサ等を含む撮像ユニットが組み込まれた内視鏡において、観察対象物の撮像により得られた画像（内視鏡画像）を外部モニタなどの表示装置に表示するものとして、例えば特許文献1が提案されている。

【0005】

特許文献1に開示される内視鏡501の要部を図14に示す。図14は、従来の内視鏡501の先端部の構成を示す断面図である。

20

【0006】

内視鏡501の先端硬性部503には、撮像ユニット505が内蔵される。撮像ユニット505は、対物レンズ群507と、対物レンズ群507を保持する固定枠である略管状のレンズ枠509とを有する。撮像ユニット505では、対物レンズ群507に入光する光軸Oの撮影光が、固体撮像素子511の受光部513において結像される。

【0007】

内視鏡501では、先端部515の先端硬性部503は、非導電性の硬質樹脂で形成されている。また、内視鏡501では、先端硬性部503の後方に連設するゴムなどの樹脂パイプ517と、樹脂パイプ517の内面に配設された金属パイプ519とがそれぞれ設けられている。

30

【0008】

先端硬性部503は、上下に延設された2つの突起部521を備える。これらの突起部521は、金属パイプ519に非接触で近接するように上下の2箇所に延設されており、金属パイプ519との離間距離Gは、およそ0.2mm程度に設定されている。

【0009】

以上のように構成された内視鏡501では、先端硬性部503からの静電気が2つの突起部521を介して金属パイプ519に放電される。そして、印加された静電気の電荷は、金属パイプ519や湾曲部の湾曲管から可撓管部のシールドを伝って、後段のビデオプロセッサ（図示略）のGND（グラウンド）に安全に流れる構成となっている。これにより、内視鏡501は、先端部内の電氣的構成、この例では固体撮像素子511の方へ静電気が放電しづらい構成とすることができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】国際公開第2013/031276号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献1のような従来の内視鏡501では、固体撮像素子511の方へ静電気が放電しづらい構成とできる。しかし、この内視鏡501は、固体撮像素子511を略管状のレ

50

レンズ枠 509 で覆い、このレンズ枠 509 の上下に延設した 2 つの突起部 521 の外側を更に金属パイプ 519 により包囲している。このため、内視鏡 501 の挿入先端部の小型化や細径化の実現が困難となる可能性があった。言い換えると、静電気を逃がすことにより撮像素子を保護することと、内視鏡の挿入先端部の小型化や細径化の実現との両立が困難となる可能性があった。

【0012】

本開示は、上述した従来の事情に鑑みて案出され、静電気を逃がすことにより撮像素子を保護しつつ、簡素な構造で挿入先端部の細径化が容易とな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】

10

【0013】

本開示は、被検対象物に挿入される先端部を少なくとも有する挿入部と、前記先端部に設けられるレンズユニットと、前記レンズユニットの前記被検対象物側と反対側に配置される撮像素子と、先端が前記撮像素子よりも前記レンズユニット側に延出して配置され、基端が前記挿入部の内方を通る線状導体と、を備える、内視鏡を提供する。

【発明の効果】

【0014】

本開示によれば、静電気を逃がすことにより撮像素子を保護しつつ、簡素な構造で容易に細径化できる。

【図面の簡単な説明】

20

【0015】

【図1】実施の形態1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】実施の形態1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】実施の形態1の内視鏡におけるカバーチューブ及びシースの半面を除いた先端部の側面図

【図4】実施の形態1のモールド部を省略した先端部の側面図

【図5】図4のA-A矢視図

【図6】実施の形態1の内視鏡を医療用途に用いる場合の内視鏡システムの構成を模式的に示したブロック図

【図7】実施の形態1の内視鏡を工業用途に用いる場合の内視鏡システムの構成を模式的に示したブロック図

30

【図8】実施の形態3の内視鏡における線状導体の先端が円周方向に配置される構成例の要部斜視図

【図9】実施の形態3の内視鏡における線状導体の先端が円周方向の全周に配置される構成例の要部斜視図

【図10】実施の形態4の内視鏡における線状導体の直線状の先端がモールド部の外側に配置される構成例の要部斜視図

【図11】実施の形態4の内視鏡における線状導体の円周方向の先端がモールド部の外側に配置される構成例の要部斜視図

【図12】実施の形態5の内視鏡を医療用途に用いる場合の内視鏡システムの構成を模式的に示したブロック図

40

【図13A】比較例に係るESDサプレッサの第1使用例を模式的に示すブロック図

【図13B】実施の形態5に係るESDサプレッサの第2使用例を模式的に示すブロック図

【図14】従来の内視鏡の先端部の構成を示す断面図

【発明を実施するための形態】

【0016】

(各実施の形態の内容に至る経緯)

上述した経口内視や細径経鼻内視鏡の最大外径に比べて、近年、従来 of 経口内視や細径経鼻内視鏡では挿入できなかった極細径内の部位(例えば、人体の血管内)を観察するた

50

めに、更なる細径化の開発が重要となっている。例えば、人体の血管内などが観察可能な挿入先端部の最大外径が2 mm以下の高画質な内視鏡が求められている。

【0017】

また、既存の内視鏡として、例えば挿入先端部にイメージセンサ（つまり、撮像素子）を設けず、挿入先端部から光ファイバの束で光学像を後端側に導き、挿入先端部ではない後端側に設けられたイメージセンサに光学像を結像させるファイバ鏡タイプの内視鏡が知られている。このタイプの内視鏡では、挿入先端部の最大外径が2 mm以下のものも存在している。しかし、このようなタイプの内視鏡では、光ファイバの太さや本数の制約や、撮像画像において隣り合う光ファイバの境目模様が目立つことなどから、撮像画像の高解像度及び高画質化の実現が困難となっている。

10

【0018】

一方で、上述した特許文献1のような従来の内視鏡では、挿入先端部の直径方向にギャップが設けている。このため、最大外径が大きくなるとともに、外力や屈曲により潰れ易く、静電気に対する絶縁が担保し難く、また部品形状が複雑で組立てが難しいという製造上の課題があった。また、この従来の内視鏡では、金属パイプが設けられているため、同様に、最大外径が大きくなり、挿入部の可撓性を阻害してしまうという可能性もあった。

【0019】

そこで、以下の各実施の形態では、静電気を逃がすことにより撮像素子を保護しつつ、簡素な構造で挿入先端部の細径化が容易となる内視鏡の例を説明する。

【0020】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示の内視鏡を具体的に開示した各実施の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。

20

【0021】

（実施の形態1）

図1は、実施の形態1の内視鏡100を用いた内視鏡システム11の一例を示す全体構成図である。図1では、内視鏡100及びビデオプロセッサ13を含む内視鏡システム11の全体構成を斜視図にて示している。

30

【0022】

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13の上と下にそれぞれ対応し、「前（先）」、「後」は、内視鏡本体（以下、「内視鏡」という）の挿入部15の先端側、プラグ17の基端側（言い換えると、ビデオプロセッサ13の側）にそれぞれ対応する。

【0023】

図1に示すように、内視鏡システム11は、例えば医療用の軟性鏡である内視鏡100と、被検対象物の一例としての観察対象物（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13とを含む構成である。内視鏡100は、略前後方向に延在し、観察対象物の内部に挿入される挿入部15と、挿入部15の後部が接続されるプラグ17とを備える。

40

【0024】

ビデオプロセッサ13は、前壁19に開口するソケット21を有している。ソケット21には、内視鏡100のプラグ17の後部が挿入される。これにより、内視鏡100は、ビデオプロセッサ13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。

【0025】

50

上述した電力及び各種信号は、軟性部 23 の内部に挿通された伝送ケーブル 25 (図 3 又は図 4 参照) を介してプラグ 17 から軟性部 23 に伝送される。先端部 27 に設けられた撮像素子 29 (つまり、イメージセンサ) により撮像された画像データは、伝送ケーブル 25 を介してプラグ 17 からビデオプロセッサ 13 に伝送される。ビデオプロセッサ 13 は、プラグ 17 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 (図示略) 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 100 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静止画もしくは動画のデータ) を表示する。

【 0026 】

挿入部 15 は、プラグ 17 に後端が接続された可撓性の軟性部 23 と、軟性部 23 の先端に連なる先端部 27 とを有している。軟性部 23 は、各種の内視鏡検査もしくは内視鏡手術等の方式に対応する適切な長さを有し、軟性部 23 の外周は例えばシースにより覆われている。軟性部 23 は、先端部 27 とプラグ 17 との間を接続する。

【 0027 】

以下説明する実施の形態 1 の内視鏡 100 は、先端部 27 の外径が細径で形成されることにより、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 100 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 100 は、例えば医療用途として、被検対象物 (例えば血管) 内の病変の観察に用いることができる。内視鏡 100 は、動脈硬化性プラークの同定を行う際においても有効となる。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 100 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。

【 0028 】

また、内視鏡 100 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 100 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。

【 0029 】

また、内視鏡 100 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 100 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。

【 0030 】

更に、内視鏡 100 は、気管支への挿入が可能となる。内視鏡 100 は、背臥位となった検体 (つまり、患者) の口腔又は鼻腔から挿入される。内視鏡 100 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。例えば最大外径が 2 mm 未満の内視鏡 100 によれば、亜区域気管支まで内腔の確認が可能となる。

【 0031 】

図 2 は、実施の形態 1 の内視鏡 100 の先端部 27 を前側から見た様子を示す斜視図である。

【 0032 】

内視鏡 100 は、先端部 27 の前面に、先端フランジ部 33 を有する。先端フランジ部 33 には、レンズ 35 と、ライトガイド 37 を構成する複数 (例えば 4 つ) の光ファイバ 39 が例えば等間隔で配置された状態で表出する。先端フランジ部 33 の後方は、カバーチューブ 41 に覆われる。カバーチューブ 41 の後方は、シース 43 に接続される。カバーチューブ 41 とシース 43 は一体に成型されても良い。

【 0033 】

10

20

30

40

50

図3は、実施の形態1の内視鏡100におけるカバーチューブ41及びシース43の半面を除いた先端部27の側面図である。

【0034】

先端部27のカバーチューブ41は、モールド部45を覆っている。カバーチューブ41は、先端フランジ部33と同一外径又は略同一外径で形成される。カバーチューブ41は、例えば金属もしくは樹脂等を素材に形成される。カバーチューブ41は、先端が先端フランジ部33の大径部47に当接し、後端が撮像素子29と伝送ケーブル25とを接合する導体接続部を内包する樹脂部あるいは伝送ケーブル25の先端に到達する全長を有する。つまり、モールド部45がカバーチューブ41によって覆われている。

【0035】

なお、カバーチューブ41が金属を用いて形成される場合には、カバーチューブ41の後端と撮像素子29との距離が近いと、静電気がカバーチューブ41の後端から撮像素子29に印加される可能性がある。このため、カバーチューブ41は、その後端が撮像素子29から十分に離間した位置に配置される長さとなることが好ましい。これにより、カバーチューブ41の後端から撮像素子29への距離が十分に離間していることが確保されるので、静電気がカバーチューブ41の後端から撮像素子29に印加されることが抑制される。

【0036】

カバーチューブ41に覆われたモールド部45は、その後方へ延出する小径延出部51を有する。小径延出部51は、円柱状に成形され、例えば4本の光ファイバ39を埋入している。小径延出部51は、4本の光ファイバ39の内側に伝送ケーブル25を埋入している。カバーチューブ41及びシース43は、その内径側が、モールド部45及び小径延出部51の外周に接着剤等（例えば接着剤SB参照）によって固定される。つまり、内視鏡100では、先端フランジ部33、カバーチューブ41及びシース43は、同軸で連なっている。

【0037】

内視鏡100は、レンズユニット53の少なくとも一部、撮像素子29、伝送ケーブル25の一部及び光ファイバ39の一部が、モールド部45の樹脂によって被覆されて固定される。モールド部45は、例えば、樹脂材料等又は撮像素子29への余分な入射光を避けるために、光の透過率を抑制する添加物を含有した樹脂材料等により構成される。これにより、モールド部45の厚みを小さくでき、内視鏡100の小型化を図ることができる。添加物としては、例えばカーボンブラックをモールド樹脂材料（エポキシ系樹脂）に添加することができる。

【0038】

シース43は、可撓性を有する樹脂材からなる。シース43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。

【0039】

図4は、実施の形態1のモールド部45を省略した先端部27の側面図である。

【0040】

先端フランジ部33は、例えばステンレス鋼によって形成され、導電性を有する。先端フランジ部33は、先端側より大径部47と角筒部55とが連なった筒状に形成される。大径部47は、4つの光ファイバ39がそれぞれ挿入されるファイバ保持孔57（図5参照）を有する。なお、先端フランジ部33の大径部47は、図5に示すように円環状に形成されることに限定されず、例えば、楕円形、四角形、八角形のそれぞれに形成されてもよい。特に四角形や八角形に形成される場合には、極力、四角形や八角形の角部分が形成されずに丸み部分を有するように面取りされることが好ましい。また、先端フランジ部3

10

20

30

40

50

3の大径部47は、例えば円環状構造の一部において、少なくとも一箇所がDカットされて形成されても構わない。この場合でも、Dカットされた箇所には、極力、角部分が形成されずに丸み部分を有するように面取りされることが好ましい。ファイバ保持孔57は、挿入された光ファイバ39の光出射端面を先端部27の前面に表出する。ファイバ保持孔57は、例えば円周方向に等間隔で4つが設けられる。ファイバ保持孔57に先端側が挿入された光ファイバ39は、レンズユニット53に沿って後方へ導出される。角筒部55には、レンズユニット53が挿入される内径穴59(図5参照)が設けられており、内径穴59にレンズユニット53が挿入される。レンズユニット53は、対物側が先端フランジ部33の内径穴59に支持される。先端フランジ部33は、レンズユニット53を同軸に保持する。

10

【0041】

内視鏡100は、レンズ支持部材61にレンズ35を収容するレンズユニット53と、撮像面が素子カバーガラス63によって覆われ、レンズユニット53の対物側(被検対象物側)と反対側に配置される撮像素子29を備える。また内視鏡100は、撮像面の中心にレンズ35の光軸を一致させたレンズユニット53と素子カバーガラス63とを固定する接着用樹脂を更に備える。また、内視鏡100は、撮像素子29の撮像面と反対側(つまり、後側)の面(後端面)に設けられた例えば4つの導体接続部のそれぞれに接続される4本の電線を有する伝送ケーブル25を更に備える。4つの導体接続部は、それぞれ対応する1本の電線を撮像素子29の後端面に接続するものであり、補強接着剤29Aにより撮像素子29の後端面に固定される。

20

【0042】

レンズ支持部材61には、光学材料(例えばガラス、樹脂等)により形成された単数又は複数のレンズ35と、レンズ35に重ねられる絞り(図示略)が光軸に沿って組み込まれている。絞りはレンズ35への入射光量の調整に設けられており、絞りを通じた光だけが撮像素子29に入射することが可能となる。

【0043】

レンズ支持部材61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27を構成する材料として適している。また、内視鏡100を用いた検査時又は手術時に先端部27からレンズ支持部材61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61の周囲は樹脂によってムラ無く被覆され、かつ先端部27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27を構成する材料として適している。また、レンズ支持部材61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 μ m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61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61は極めて小さな部材であり、内外径寸法の誤差は内視鏡100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61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100が得られる。

30

40

【0044】

レンズ支持部材61は、金属以外にシート材等であってもよく、レンズ支持部材61は、レンズユニット53の各レンズ35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53が、樹脂によって覆われれば、各レンズ35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61には、従来の複数のレンズ35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

50

可能となる。これにより、内視鏡 100 における先端部 27 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 61 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。

【0045】

撮像素子 29 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 29 では、外部から入射した光が、レンズ支持部材 61 に収容されたレンズ 35 によって撮像面に結像する。また、撮像素子 29 では、撮像面が素子カバーガラス 63 によって覆われる。撮像素子 29 は、角形状 (例えば四角形状) に形成される。また、撮像素子 29 は、四角形状に形成されることに限定されず、例えば六角形状あるいは八角形状に形成されてもよい。

10

【0046】

レンズユニット 53 と素子カバーガラス 63 とは、接着用樹脂により固定される。接着用樹脂は、例えば UV・熱硬化性樹脂によって構成される。接着用樹脂は、透光性を有する。接着用樹脂として、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。接着用樹脂は、撮像面の中心に光軸を一致させたレンズユニット 53 を、素子カバーガラス 63 に固定する。これにより、レンズユニット 53 と撮像素子 29 とが接着用樹脂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 53 と撮像素子 29 とが接着用樹脂を介して直付けされる。接着用樹脂は、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。

20

【0047】

なお、内視鏡 100 では、素子カバーガラス 63 に対面するレンズ 35 の光出射面が凹面である場合、レンズ 35 の周囲の円環端面であるコバ部が素子カバーガラス 63 に接着される。この際、レンズ 35 の外周、レンズ支持部材 61 の外周も同時に接着用樹脂によって固定されてもよい。レンズ 35 のコバ部が素子カバーガラス 63 に接着されることで、レンズ 35 と撮像素子 29 との間に、空気層が設けられる。レンズ 35 と撮像素子 29 との間に、空気層が設けられることで、レンズ 35 の光学的性能を高めることができる。例えば、レンズ 35 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 100 により撮像された画像の画質が向上する。

30

【0048】

撮像素子 29 の背面側の後部には、複数の導体接続部が設けられる。導体接続部は、例えば LGA (Land grid array) によって形成することができる。導体接続部は、電力接続部と、信号接続部とからなる。導体接続部は、伝送ケーブル 25 の複数の電線と電氣的に接続される。複数の電線は、例えば絶縁信号線 65 と、絶縁電源線 67 と、絶縁 GND 線 69 と、からなる (図 6 参照)。この伝送ケーブル 25 には、絶縁アース線 71 が沿って設けられる。なお、絶縁アース線 71 は、伝送ケーブル 25 に含まれてもよい。

40

【0049】

内視鏡 100 は、先端部 27 に線状導体 73 を備える。線状導体 73 は、先端が撮像素子 29 よりもレンズユニット側に延出し、基端が挿入部 15 を通る。線状導体 73 は、導体が、単線、撚り線の何れであってもよい。導体の材質としては、例えばアルミニウム合金や銅合金等が挙げられる。線状導体 73 は、この導体が、塩化ビニルやポリエチレンなどにより絶縁被覆されていてもよい。線状導体 73 の基端は、挿入部 15 におけるシース 43 の内方を通る。線状導体 73 は、そのままプラグ 17 に接続されてもよいし、軟性部 23 において絶縁アース線 71 に接続され、この絶縁アース線 71 を介してプラグ 17 に接続されてもよい。何れの場合であっても、線状導体 73 は、プラグ 17 を介して被絶縁回路 75 (図 6 参照) の絶縁アース部に接続される。

【0050】

50

線状導体 73 は、その先端と先端フランジ部 33 とが離間する。具体的には、線状導体 73 の先端は、先端フランジ部 33 の例えば角筒部 55 に離間して配置される。この角筒部 55 の後端面と線状導体 73 の先端との間には、ギャップ G が確保されている。この線状導体 73 の先端は、例えば角筒部 55 の後端面に略ギャップ G 分の厚みを有するモールド樹脂 49 が塗布され、その中に挿入された後、接着剤 77 によりモールド樹脂 49 と固定される。

【0051】

従って、内視鏡 100 においては、線状導体 73 は、先端と先端フランジ部 33 とが、離間したままの状態では接着剤 77 により固定される。

【0052】

内視鏡 100 は、図 3 に示したように、レンズユニット 53 の外周がモールド部 45 によりモールドされる。実施の形態 1 の内視鏡 100 においては、線状導体 73 及び接着剤 77 は、同時にモールド部 45 に覆われる。

【0053】

図 5 は、図 4 の A - A 矢視図である。

【0054】

ここで、線状導体 73 の先端は、撮像素子 29 の角外形（例えば四角外形）に包囲される円形のレンズユニット 53 の外周と、撮像素子 29 の角部との間に配置される。すなわち、線状導体 73 の先端は、角筒部 55 の角と内径穴 59 との間に入隅部に、モールド樹脂 49 が塗布され、そのモールド樹脂 49 に接着剤 77 で固定される。なお、角筒部 55 と、撮像素子 29 とは、それぞれ 4 つの角が同一位相で配置されている。

【0055】

図 6 は、実施の形態 1 の内視鏡 100 を医療用途に用いる場合の内視鏡システム 11 の構成を模式的に示したブロック図である。

【0056】

内視鏡 100 は、先端部 27 の前面が静電気の印加部（静電気印加部）となる。すなわち、先端フランジ部 33 が印加部となる。言い換えると、内視鏡 100 の使用時（例えば検査時、手術時）に被検対象物に挿入された際、先端フランジ部 33 に静電気が流れ込む。先端フランジ部 33 に流れ込んだ静電気は、ギャップ G の間を放電により線状導体 73 に流れ、絶縁アース線 71 としての役割を有する線状導体 73 からプラグ 17 を介して被絶縁回路 75 の絶縁アース部に逃がされる。これにより、静電気がイメージセンサ（つまり、撮像素子 29）に印加されることが抑制される。

【0057】

絶縁アース部は、被絶縁回路 75 に設けられる。被絶縁回路 75 は、患者への感電を防ぐための被保護回路ともいうことができる。また、被絶縁回路 75 と、ビデオプロセッサ 13 内に設けられた信号処理部（例えば DC 10 ~ 12 V で駆動）を有する二次回路 79 との間に、絶縁回路 81 が設けられることにより、被絶縁回路 75 と二次回路 79 とは電氣的に絶縁された状態が確保されている。二次回路 79 は、接地される一次回路 83 に接続される。通常、医用機器に用いられる一次回路 83 には、医用に絶縁が強化された電源装置（医用絶縁電源部）が用いられ、商用電源 85（例えば AC 100 V）と接続される。

【0058】

内視鏡 100 を医用内視鏡として使用する場合、患者への漏れ電流の流入を防ぐことを考慮する必要がある。そのため、静電気を誘導する線状導体 73 と患者接触部（例えば先端フランジ部 33）とはギャップ G を設けることで絶縁している。静電気を誘導する線状導体 73 は、電氣的な絶縁回路 81 を介して十分に漏れ電流を低減した絶縁アース部に接続する。このように内視鏡 100 は、静電気の印加部と撮像素子 29 との間に、静電気を誘導して撮像素子 29 から逃すための線状導体 73 を設置し、絶縁アース部へ逃がすことで、撮像素子 29 を保護している。

【0059】

10

20

30

40

50

次に、上記した構成の作用を説明する。

【0060】

実施の形態1の内視鏡100では、線状導体73の先端が撮像素子29よりもレンズユニット53側に延出している。そのため、レンズユニット53の側面から線状導体73の先端までの絶縁破壊強度は、レンズユニット53から撮像素子29までの絶縁破壊強度よりも小さくできる。この絶縁破壊強度の差異により先端部27に印加された静電気は、撮像素子29に流れ込むことが抑制されながら、線状導体73の先端に放電される。すなわち、静電気の印加部と撮像素子29との間に、静電気を誘導する線状導体73を設置することにより、静電気を絶縁アース線としての役割を有する線状導体73やプラグ17を介して被絶縁回路75内の絶縁アース部へ確実に逃がすことが可能となり、撮像素子29を10

【0061】

また、この内視鏡100では、先端部27の前面に、導電性を有する先端フランジ部33が設けられることにより、静電気の印加を先端フランジ部33に誘導することが可能となる。このため、線状導体73の先端を先端フランジ部33に近接配置することにより、静電気をより確実に絶縁アース部へ逃がすことが可能となる。

【0062】

また、この内視鏡100では、静電気を誘導する線状導体73と患者接触部（特に先端フランジ部33）は、この離間により絶縁される。静電気を誘導する線状導体73は、電気的な絶縁回路81を介して十分に漏れ電流を低減したアース部に接続される。従って、内視鏡100は、医用において、患者への漏れ電流を十分に低減できる。

【0063】

また、この内視鏡100では、線状導体73がモールド樹脂49、接着剤77により先端フランジ部33に固定されるので、線状導体73の先端が先端フランジ部33と離間する場合には、離間距離を高精度に設定することができる。また、線状導体73をモールド部45により覆う場合には、線状導体73を予め所望の位置に固定できるので、モールド樹脂注入時の線状導体73の位置ずれを抑制して、モールド工程を容易にすることができる。30

【0064】

また、この内視鏡100では、特に、撮像素子29の辺部とモールド部45の外周との間に、ライトガイド用の光ファイバ39が配置される場合、線状導体73と光ファイバ39との干渉を回避できる。線状導体73は、光ファイバ39との干渉を回避しながら、配置や固定が容易に可能となる。

【0065】

更に、この内視鏡100では、線状導体73をモールド部45に埋入することにより、先端部27に線状導体73を確実に固定できる。このため、内視鏡100は、運用時に挿入部15が屈曲されることにより線状導体73に生じる張力に対し、線状導体73の固定40

【0066】

（実施の形態2）

次に、実施の形態2の内視鏡200について説明する。

【0067】

図7は、実施の形態2の内視鏡200を工業用途に用いる場合の内視鏡システム11の構成を模式的に示したブロック図である。なお、実施の形態2において、図1～図6に示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ものとする。

【0068】

実施の形態2の内視鏡200は、線状導体73の先端と先端フランジ部33とが電氣的50

に接続される。線状導体 7 3 は、例えば半田により角筒部 5 5 に導通接続される。また、線状導体 7 3 と角筒部 5 5 との導通接続は、半田だけでなく、更に接着剤 7 7 で強固に固定されてもよい。伝送ケーブル 2 5 は、信号線 8 7、電源線 8 9、GND 線 9 1 からなる。伝送ケーブル 2 5 には、二次アース線 9 3 としての役割を有する線状導体 7 3 が沿って設けられる。なお、二次アース線 9 3 は、伝送ケーブル 2 5 に含まれてもよい。これら伝送ケーブル 2 5、二次アース線 9 3 は、プラグ 1 7 を介して二次アース部、信号処理部を有する二次回路 7 9 と接続される。二次回路 7 9 は、接地される一次回路 8 3 に接続される。一次回路 8 3 は、商用電源 8 5 と接続される。その他の構成は、実施の形態 1 の内視鏡 1 0 0 を含む内視鏡システム 1 1 の模式的なブロック図（図 6 参照）と同じである。

【 0 0 6 9 】

この実施の形態 2 の内視鏡 2 0 0 によれば、一定の漏れ電流を許容できる工業用において、線状導体 7 3 の先端を静電気の印加部（先端フランジ部 3 3）に導通させることにより、静電気を確実に誘導することができる。静電気を誘導する線状導体 7 3 は、インピーダンスの低いアース部に接続することができる。工業用の内視鏡 2 0 0 は、医用の内視鏡 1 0 0 に比べ簡素な構成とすることができ、製造も容易とすることができる。

【 0 0 7 0 】

（実施の形態 3）

次に、実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0、3 0 0 A について説明する。

【 0 0 7 1 】

図 8 は、実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0 における線状導体 7 3 の先端が円周方向に配置される構成例の要部斜視図である。なお、実施の形態 3 において、図 1 ~ 図 6 に示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ものとする。

【 0 0 7 2 】

実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0 は、線状導体 7 3 の先端が、レンズユニット 5 3 の円周方向の一部分に沿って形成されている。その他の構成は、実施の形態 1 の内視鏡 1 0 0 と同じである。

【 0 0 7 3 】

この実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0 によれば、線状導体 7 3 の先端が円周方向にも延在するので、静電気を線状導体 7 3 に誘導しやすくできる。

【 0 0 7 4 】

図 9 は、実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0 A における線状導体 7 3 の先端が円周方向の全周に配置される構成例の要部斜視図である。

【 0 0 7 5 】

また、実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0 A は、線状導体 7 3 の先端が、レンズユニット 5 3 の円周方向の全周に沿って形成されている。その他の構成は、実施の形態 1 の内視鏡 1 0 0 と同じである。

【 0 0 7 6 】

この実施の形態 3 の内視鏡 3 0 0 A によれば、線状導体 7 3 の先端がレンズユニット 5 3 の全周に渡って延在するので、静電気をより線状導体 7 3 に誘導しやすくできる。

【 0 0 7 7 】

（実施の形態 4）

次に、実施の形態 4 の内視鏡 4 0 0 について説明する。

【 0 0 7 8 】

図 1 0 は、実施の形態 4 の内視鏡 4 0 0 における線状導体 7 3 の直線状の先端がモールド部 4 5 の外側に配置される構成例の要部斜視図である。

【 0 0 7 9 】

図 1 1 は、実施の形態 4 の内視鏡 4 0 0 A における線状導体 7 3 の円周方向の先端がモールド部 4 5 の外側に配置される構成例の要部斜視図である。なお、実施の形態 4 において、図 1 ~ 図 6 に示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ものとする。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

実施の形態 4 の内視鏡 4 0 0 は、レンズユニット 5 3 の外周がモールド部 4 5 によりモールドされ、線状導体 7 3 の先端が、モールド部 4 5 の外側に配置される。モールド部 4 5 の外側に配置される線状導体 7 3 の先端は、図 1 0 に示す内視鏡 4 0 0 のように直線で表出してもよく、図 1 1 に示す内視鏡 4 0 0 A のようにレンズユニット 5 3 の円周に沿って表出してもよい。その他の構成は、実施の形態 1 の内視鏡 1 0 0 と同じである。

【 0 0 8 1 】

この実施の形態の内視鏡 4 0 0 , 4 0 0 A によれば、線状導体 7 3 は、先端以外が、モールド部 4 5 により固定され、先端がモールド部 4 5 の外側に配置されるので、固定が確実に行われながら、静電気の誘導効果も高めることができる。

10

【 0 0 8 2 】

従って、実施の形態の内視鏡 1 0 0 、内視鏡 2 0 0 、内視鏡 3 0 0 、内視鏡 3 0 0 A 、内視鏡 4 0 0 、内視鏡 4 0 0 A によれば、静電気を逃がすことにより撮像素子 2 9 を保護しつつ、簡素な構造で容易に細径化できる。

【 0 0 8 3 】

(実施の形態 5)

次に、実施の形態 5 の内視鏡 5 0 0 について説明する。

【 0 0 8 4 】

図 1 2 は、実施の形態 5 の内視鏡 5 0 0 を医療用途に用いる場合の内視鏡システムの構成を模式的に示したブロック図である。なお、実施の形態 5 において、図 1 ~ 図 6 に示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ものとする。

20

【 0 0 8 5 】

実施の形態 5 の内視鏡 5 0 0 では、角筒部 5 5 の後端面と線状導体 7 3 の先端との間に十分なギャップ G (例えば図 4 に示すギャップ G 参照) が設けられていない。また、線状導体 7 3 及び絶縁アース線 7 1 と、絶縁アース部との間に、ESD (Electro Static Discharge) サプレッサ 9 0 (サージアブソーバの一例) が挿入されている。

【 0 0 8 6 】

ESD サプレッサ 9 0 は、高電圧対策の保護素子であるサージアブソーバの一例であり、静電気等の高電圧が印加されると急激に抵抗値が低下する特性を利用して、静電気から電子機器 (つまり、保護したい回路) を保護する。また、ESD サプレッサ 9 0 は、静電気より小さい低電圧が印加されると大きな抵抗値を有する特性を利用して内視鏡 5 0 0 の機器からの漏れ電流量を低減する。

30

【 0 0 8 7 】

図 1 3 A は、比較例に係る ESD サプレッサの第 1 使用例を模式的に示すブロック図である。図 1 3 B は、実施の形態 5 に係る ESD サプレッサの第 2 使用例を模式的に示すブロック図である。

【 0 0 8 8 】

図 1 3 A に示すように、ESD サプレッサ 9 0 z は、一般的な使い方として、静電気が印加される信号線あるいは電源線の、できるだけ静電気印加部の近くから、グランド (GND) に対して挿入されるように配置される。これにより、ESD サプレッサ 9 0 z は、低電圧が印加された場合には、大きな抵抗値を有する抵抗として機能し、導体 7 3 z からの電圧又は電流を、信号線あるいは電源線を介して保護したい回路 2 9 z に供給させる。一方で、ESD サプレッサ 9 0 z は、静電気等の高電圧が印加された場合には、静電気をグランド (GND) に逃がすことができ、保護したい回路 2 9 z に静電気が印加されることを防いで保護できる。

40

【 0 0 8 9 】

一方、図 1 3 B に示すように、実施の形態 5 では、ESD サプレッサ 9 0 は、線状導体 7 3 及び絶縁アース線 7 1 と、被絶縁回路 7 5 の絶縁アース部との間に挿入される。これにより、ESD サプレッサ 9 0 は、低電圧が印加された場合には、大きな抵抗値を有する抵抗として機能し、内視鏡 5 0 0 の機器からの漏れ電流を遮断し、患者接触部としての先

50

端フランジ部 33 への漏れ電流の漏洩を低減できる。また、ESD サプレッサ 90 は、静電気等の高電圧が印加されたときには、急激に抵抗値を下げる特性を利用して、線状導体 73 及び絶縁アース線 71 から被絶縁回路 75 の絶縁アース部に静電気を逃がすように働く。従って、ESD サプレッサ 90 は、角筒部 55 の後端面と線状導体 73 の先端との間に十分なギャップ G (例えば図 4 に示すギャップ G 参照) が設けられない場合でも、センサ等の保護したい回路 (例えば撮像素子 29) に静電気が印加されることを抑制できる。つまり、実施の形態 5 の内視鏡 500 によれば、ESD サプレッサ 90 の挿入により、静電気を逃がす経路を確保することができ、更に、絶縁を担保して漏れ電流を低減できる。

【0090】

実施の形態 5 の内視鏡 500 では、線状導体 73 と先端部 27 と電氣的に絶縁される被絶縁回路 75 との間に、先端部 27 への漏れ電流を遮断する保護素子としての ESD サプレッサ 90 が配置される。これにより、内視鏡 500 の先端 (具体的には、角筒部 55 の後端面と線状導体 73 の先端) に十分なギャップ G が設けられなくとも、線状導体 73 のアース接続前に ESD サプレッサ 90 が挿入されることで、静電気を逃がす経路を確保しつつ、絶縁を担保し漏れ電流を低減できる。

【0091】

以上、図面を参照しながら各種の実施の形態について説明したが、本開示はかかる実施の形態の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開示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、上述した実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせた構成を採用してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0092】

本開示は、静電気を逃がすことにより撮像素子を保護しつつ、簡素な構造で挿入先端部の細径化が容易となる内視鏡として有用である。

【符号の説明】

【0093】

- 15 ... 挿入部
- 27 ... 先端部
- 29 ... 撮像素子
- 33 ... 先端フランジ部
- 45 ... モールド部
- 53 ... レンズユニット
- 59 ... 内径穴
- 73 ... 線状導体
- 75 ... 被絶縁回路
- 77 ... 接着剤
- 90 ... ESD サプレッサ
- 100、200、300、300A、400、400A、500 ... 内視鏡

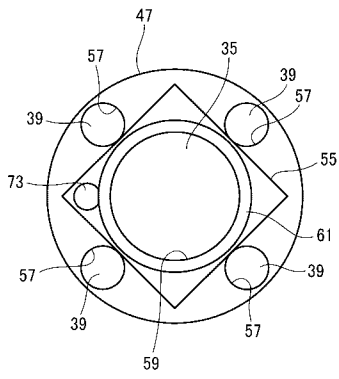
10

20

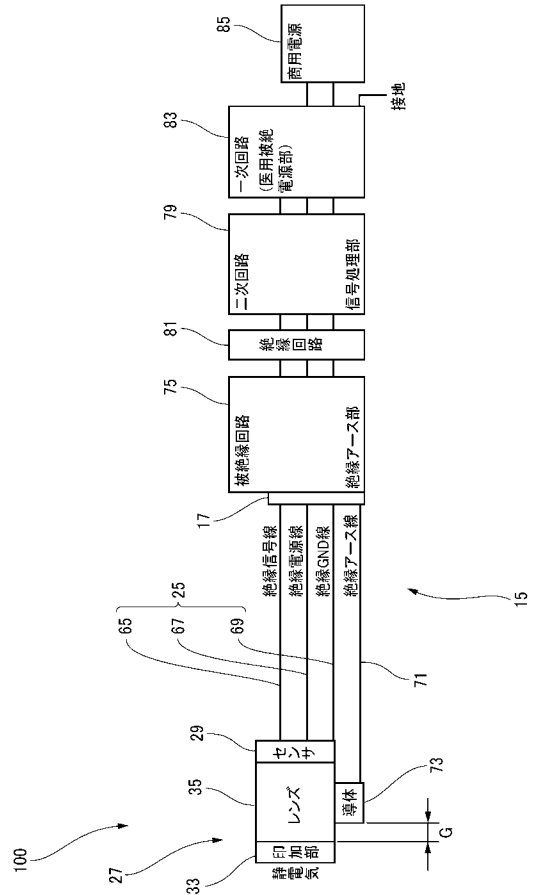
30

40

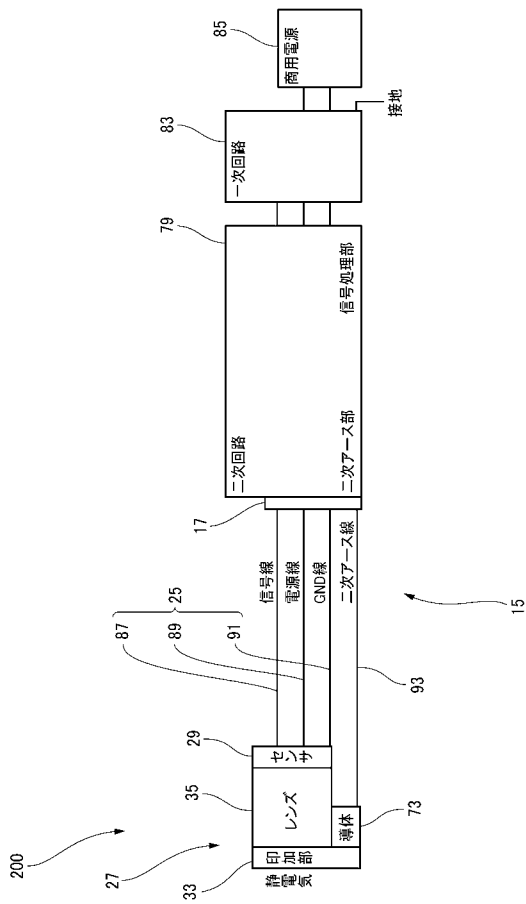
【図5】



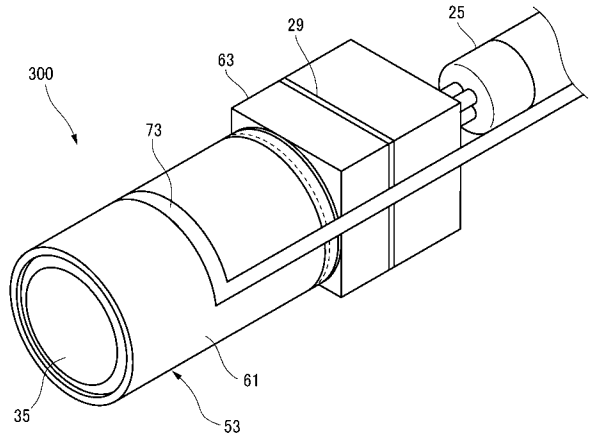
【図6】



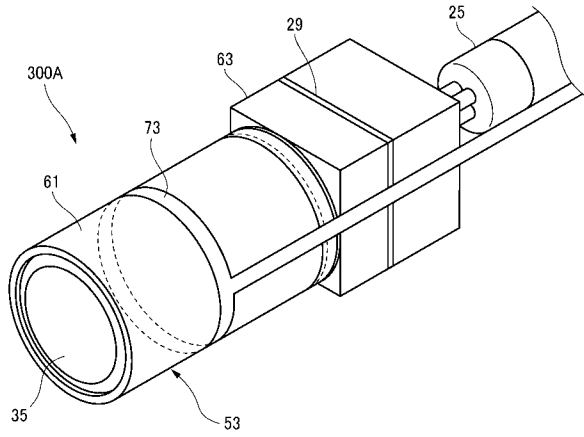
【図7】



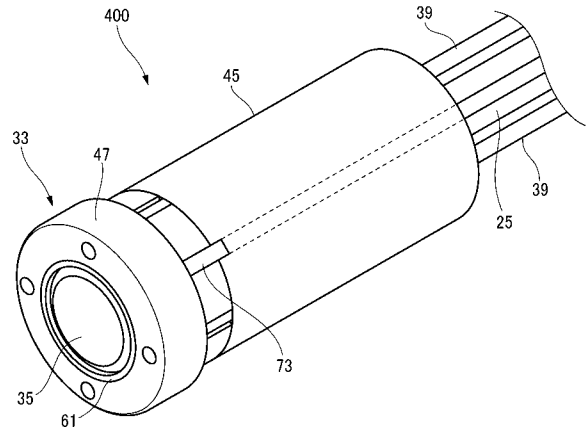
【図8】



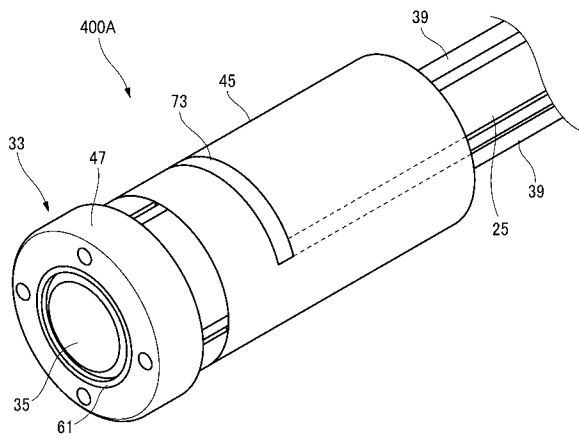
【図9】



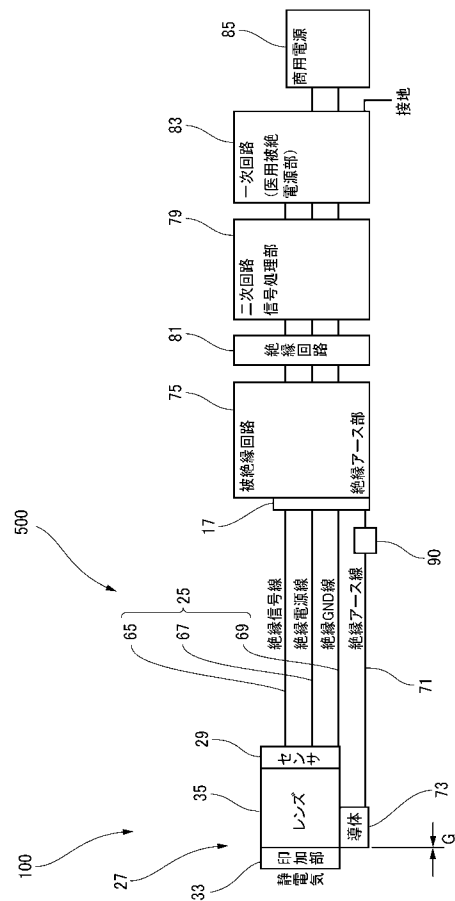
【図10】



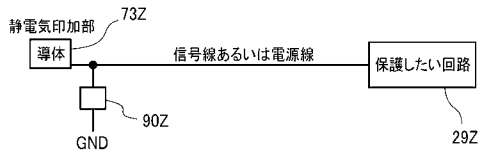
【図11】



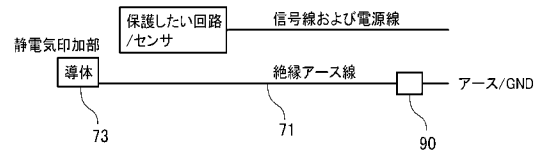
【図12】



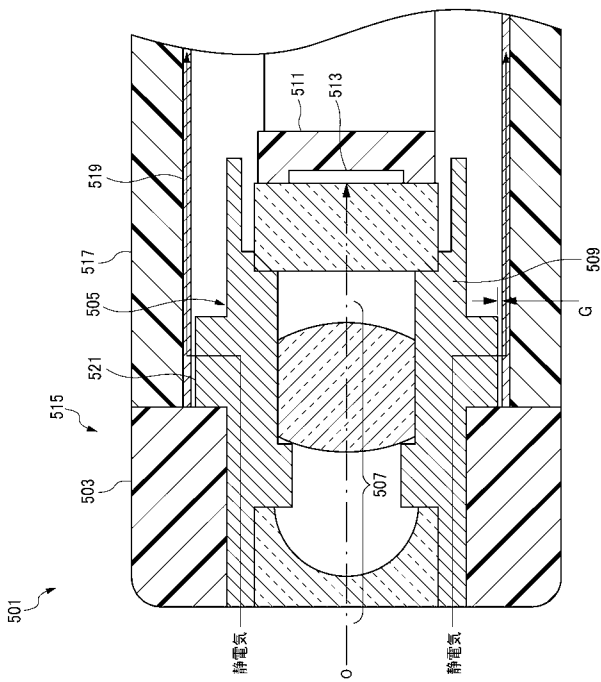
【図 13 A】



【図 13 B】



【図 14】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

H 0 4 N 5/225 5 0 0

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 FF35 JJ11 JJ17 LL02 PP10 SS01 UU03
5C122 DA03 DA04 DA26 EA42 FB03 FC01 FC02 GE11 GE17 GE20

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2019025207A	公开(公告)日	2019-02-21
申请号	JP2017150016	申请日	2017-08-02
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	小林克博 榎本博文 星野功一		
发明人	小林 克博 榎本 博文 星野 功一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/05 A61B1/00 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/0008 A61B1/00165 A61B1/05 A61B1/07 A61B1/233 A61B1/267 A61B1/307 A61B1/3137 G02B23/2423 G02B23/2476 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/04.530 A61B1/05 A61B1/00.715 A61B1/00.684 G02B23/24.A H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA51 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF35 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/PP10 4C161/SS01 4C161/UU03 5C122/DA03 5C122/DA04 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FB03 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/GE11 5C122/GE17 5C122/GE20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的结构轻松减小直径，同时通过逃避静电来保护图像拾取元件。内窥镜包括插入部分，该插入部分至少具有待插入待检查对象的远端部分，设置在插入部分的远端部分的透镜单元和待检查的对象设置在与物体侧相反的一侧的图像拾取元件29和线性导体73，线性导体73的远端设置成从图像拾取元件29朝向透镜单元侧延伸并且其基端穿过插入部分的内部。点域4

