

(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2016-77400

(P2016-77400A)

(43) 公開日 平成28年5月16日(2016.5.16)

(51) Int.Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

GO2B 23/24 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/04

A 6 1 B 1/04

G O 2 B 23/24

G02B 23/24

テーマコード (参考)

 $2\text{H}2\text{O}$

4 C 1 6 1

B

A

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-209743 (P2014-209743)

(22) 出願日 平成26年10月14日 (2014.10.14)

(11) 特許番号 特許第5861071号 (P5861071)

(45) 特許公報発行日 平成28年2月16日 (2016. 2. 16)

(71) 出願人 314012076

パナソニックIPマネジメント株式会社

大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号

(74) 代理人 110002000

特許業務法人栄光特許事務所

(74) 代理人 100119552

弁理士 橋本 公秀

(74) 代理人 100138771

弁理士 吉田 将明

(72) 發明者 河野 治彦

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 畑瀬 雄一

大阪府門真市大字門真1006番地 パナ

ソニック株式会社内

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 内視鏡

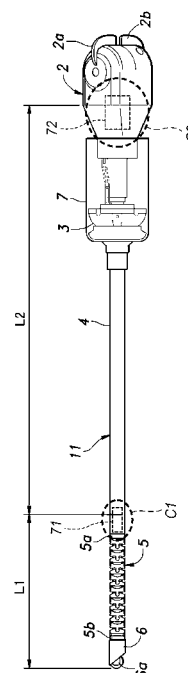
(57)【要約】 (修正有)

【課題】内視鏡において、挿入部先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部における発熱を抑制する。

【解決手段】内視鏡は、挿入部 11 の先端部 6 に撮像ユニット 6a を有し、撮像ユニット 6a から出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を含む中継基板 71 が、挿入部 11 の内部、例えば硬性部 4 の先端部分の中間部 C1 に設けられる。ここで、少なくとも撮像ユニット 6a から中継基板 71 までの区間に伝送される撮像信号のデータ伝送方式を、小振幅差動伝送方式としている。

○

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、
前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設けた、内視鏡。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡であって、
少なくとも前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される撮像信号のデータ伝送方式が、小振幅差動伝送方式である、内視鏡。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡であって、
前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される第 1 の撮像信号の線路あたりの伝送速度が、前記撮像信号変換部による信号変換後の第 2 の撮像信号の線路あたりの伝送速度と等しい又は低速である、内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の内視鏡であって、
前記撮像ユニットに含まれる撮像素子の撮像時における消費電力が、110mW 以下である、内視鏡。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の内視鏡であって、
前記撮像ユニットにおける撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.2V 以下であり、
前記撮像信号変換部における撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.4V 以下である、内視鏡。

【請求項 6】

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、
前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設け、
少なくとも前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される撮像信号のデータ伝送方式が、小振幅差動伝送方式である、内視鏡。

【請求項 7】

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、
前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設け、
前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される第 1 の撮像信号の線路あたりの伝送速度が、前記撮像信号変換部による信号変換後の第 2 の撮像信号の線路あたりの伝送速度と等しい又は低速である、内視鏡。

【請求項 8】

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、
前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設け、
前記撮像ユニットに含まれる撮像素子の撮像時における消費電力が、110mW 以下である、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

10

20

30

40

50

るための内視鏡が普及している。この種の内視鏡として、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撮像素子の受光面に結像させると共に、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構成が知られている。

【0003】

この種の内視鏡の挿入部先端に設けられた先端部には、撮像素子、及び撮像素子の撮像面に光像を結像させるレンズなどの光学素子等の多数の部品が配置される。また、先端部を屈曲可能な屈曲部を介して挿入部後端側の直線状の硬性部と接続することにより、施術者等の操作に基づいて撮像方向、即ち視野を変化させる構成が知られている。近年、このように複雑な構成を有する内視鏡において、より簡易に製造し、被施術者の負担を軽減するために外径の更なる細径化が重要となっている。

10

【0004】

例えば特許文献1には、挿入部先端の先端面から先端近傍の側部中途にかけて配置された透明な窓から入射する光線のうち、一部を回転自在に設けた撮像部の対物光学系に選択的に入射させて視野範囲とする視野方向変換手段を有し、内視鏡の視野方向をその用途や観察対象に応じて自在に切り換えることができる視野方向変更型内視鏡が開示されている。

【0005】

また特許文献2には、内視鏡先端部に撮像素子を含む撮像モジュールを設置する空間を内部に持ち、撮像モジュールを含む金属枠内に等方性高熱伝導樹脂を充填し、その周囲空間に内視鏡長手方向よりも内視鏡外周部方向への熱伝導率の高い異方性高熱伝導樹脂を充填した電子内視鏡が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平7-327916号公報

【特許文献2】特開2012-50704号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記のような撮像素子を含む撮像部を先端部に配置した構成の内視鏡では、撮像素子において発生する熱の放熱対策が課題となる。特に医療分野にて使用する場合、発熱によるノイズ増加などの性能低下の抑制と共に、被写体である体内における内視鏡挿入部の温度を抑制するために、先端部の放熱が必要となる。

30

【0008】

低解像度の撮像素子を用いる場合は、さほど発熱しないため問題とならないが、高解像度の撮像素子を用いる場合、従来のもものでは撮像素子における発熱が大きいため、先端部の放熱構造が必要になってくる。特許文献2に記載の従来例のように、撮像部を配置した先端部の放熱構造として、高熱伝導樹脂及び筒状体を備えるものでは、先端部の径が大きくなり、また湾曲が困難になるという課題がある。

40

【0009】

本発明は、上記事情に鑑み、挿入部先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部における発熱を抑制できる内視鏡の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る内視鏡は、挿入部先端部に撮像ユニットを有し、前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設けたものである。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、内視鏡において、挿入部先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部に

50

おける発熱を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施形態に係る内視鏡の全体構成図

【図2】屈曲部の湾曲動作及び先端部内の撮像ユニットのチルト動作を示す説明図

【図3】挿入部内に設けられる基板の配置構成を示す図

【図4】先端部及び屈曲部における基板の配置構成を示す図

【図5】基板とケーブルの具体的な構成例を示す図

【図6】中継基板及び接続基板の具体的な構成例を示す図

【発明を実施するための形態】

10

【0013】

以下、本発明に係る実施形態について図面を参照しながら説明する。説明に用いる方向については、原則として各図中の方向の記載に従うものとする。ただし、筒状、棒状に構成された部材については部材が延在する方向を、また回転する部材については回転軸の方向を「軸方向」と呼称することがある。また、軸を中心として内外に向かう方向を「径方向」、軸を中心として回転する方向を「周方向」と呼称することがある。また、軸方向に直交する断面が矩形形状である部材についても、便宜上「径方向」、「周方向」と呼称することがある。

【0014】

図1は、本実施形態に係る内視鏡1の全体構成図である。本実施形態では、医療分野において人体の腹部等の手術に用いる内視鏡を例にとり、その構成を例示する。

20

【0015】

内視鏡1は、主に把持部2と、連結部3と、被観察部位に挿入される挿入部11とを有する。挿入部11は、基端側から、連結部3を介して把持部2と連結された直線パイプ状の湾曲不能な硬性部4と、湾曲可能に構成された屈曲部5と、撮像部として機能する撮像ユニット6aが収納された先端部6とを有する。連結部3の外周部には、硬性部4の延在方向を軸として回転させる回転操作部7が設けられる。

【0016】

内視鏡1を用いて腹腔鏡下の手術を行う場合、挿入部11の先端部6と屈曲部5とがトロッカーやトロッカーチューブを介して手術部位まで案内される。一方、挿入部11の硬性部4の基端側の一部は体外に出た状態となり、施術者等が把持部2を把持して操作をしながら手術が執り行われる。

30

【0017】

把持部2には、屈曲部5を湾曲させるべく操作を行う第1操作部2aと、先端部6に搭載された撮像ユニット6aによる撮像方向を操作する第2操作部2bとが設けられる。把持部2において、第1操作部2a及び第2操作部2bは、それぞれ操作部の回転軸である第1軸Ax1を中心として回転可能である。

【0018】

施術者等が第1操作部2aを操作すると、屈曲部5はその操作量に応じて所定方向（例えば図中下方）に向けて湾曲し、先端部6に設けられた撮像ユニット6aの撮像方向が変化、即ち視野が移動する。このとき、操作性を考慮して、第1操作部2aの回転方向と屈曲部5の湾曲方向とが一致するように構成されている。

40

【0019】

また、施術者等が第2操作部2bを操作すると、先端部6内に枢支された撮像ユニット6aが回転し、撮像ユニット6aの撮像方向が変化、即ち視野が移動する。ここでは、撮像ユニット6aの視野は図中前方と下方との間を移動する。

【0020】

なお、以降の説明において、第1操作部2aの操作によって屈曲部5が湾曲し、これによって視野を移動させる動作を「湾曲動作」、湾曲によって先端部6の先端が向く方向と硬性部4の中心軸方向（第2軸Ax2）とがなす角度を「湾曲角度」、前面視において湾

50

曲によって先端部 6 の先端が向く方向を「湾曲方向」のように呼称することがある。そして、例えば先端部 6 の先端が図中下方（上方）に向くように屈曲部 5 が湾曲することを「下方（上方）に向けて湾曲する」のように表現することがある。

【0021】

また、以降の説明において、第 2 操作部 2 b を操作することによって撮像ユニット 6 a の視野を移動させる動作を「チルト動作」、あるいは単に「チルト」と呼称する。なお、第 1 操作部 2 a 及び第 2 操作部 2 b は、把持部 2 に設けられたストッパ（図示せず）によって操作範囲（第 1 軸 A x 1 を軸とする回動範囲）が規制されている。なお、第 1 操作部 2 a、第 2 操作部 2 b は、図示するようなレバー式その他、回転グリップ等を用いた構成であってもよい。

10

【0022】

図 1 は、内視鏡 1 の初期状態を示しており、このとき屈曲部 5 は直線状であり、かつ先端部 6 における撮像ユニット 6 a の視野は図中前方を向いている。この状態から、第 1 操作部 2 a を操作すると、屈曲部 5 は図中下方に向けて湾曲し、第 2 操作部 2 b を操作すると、撮像ユニット 6 a は図中下方に向けてチルトする。

【0023】

図 2 は、屈曲部 5 の湾曲動作及び先端部 6 内の撮像ユニット 6 a のチルト動作を示す説明図である。図 2 では、屈曲部 5 が図中下方に向けて湾曲している状態を示している。

【0024】

屈曲部 5 は、基端 5 a から遊端 5 b にかけて延在しており、基端 5 a と遊端 5 b との間において回動可能に連結された複数の関節ピース 30 を有して構成される。以降の説明において、複数の関節ピース 30 の集合体が構成する軸を「屈曲部 5 の軸」、その方向を「屈曲部 5 の軸方向」のように呼称することがある。屈曲部 5 は湾曲可能であることから、「屈曲部 5 の軸方向」は湾曲方向及び湾曲角度に応じて変化する。

20

【0025】

関節ピース 30 は、例えば、ステンレス鋼により構成され、屈曲部 5 の軸方向から見たときに角丸の矩形状又は円形状をなす部材である。複数の関節ピース 30 を周方向に交互に 90° ずつずらして連結することによって、屈曲部 5 の遊端 5 b が基端 5 a に対して任意の方向に湾曲可能に構成されている。また、複数の関節ピース 30 の内側には、制御ワイヤ 20（第 1 制御ワイヤ 20 a 及び第 2 制御ワイヤ 20 b）が挿通され、制御ワイヤ 20 の一方を牽引し、他方を弛緩することによって、屈曲部 5 が湾曲する。

30

【0026】

硬性部 4 は、第 2 軸 A x 2 方向に延在する中空部 4 a を有する筒状かつ直線状の部材であり、例えばステンレス鋼により構成される。硬性部 4 は、先端側の一端に屈曲部 5 の基端 5 a が取り付けられ、基端側の他端は連結部 3 を介して把持部 2 に連結されて、把持部 2 から前方に向けて延伸されている。

【0027】

連結部 3 は、基端側（図中後方）が把持部 2 に支持されるとともに、前方において硬性部 4 に接続されている。また、連結部 3 と把持部 2 とはリンク部材 10（図 1 参照）によって接続されている。第 1 操作部 2 a の操作によって発生した操作力は、リンク部材 10 によって連結部 3 に伝達される。連結部 3 から硬性部 4、屈曲部 5 に至る挿入部内部には、制御ワイヤ 20 が挿通され、挿入部内部を移動可能に設けられる。連結部 3 では、第 1 操作部 2 a の操作力を制御ワイヤ 20 の牽引力に変換して屈曲部 5 の先端側の遊端 5 b まで伝達する。

40

【0028】

また、把持部 2 から連結部 3 を経て、硬性部 4、屈曲部 5 に至る挿入部内部には、スプリングジョイント 21 が挿通され、回動可能に設けられる。第 2 操作部 2 b の操作によって発生した操作力は、把持部 2 の内部に設けられたギア機構によって第 2 軸 A x 2 を軸とするスプリングジョイント 21 の回転力に変換され、この回転力が挿入部の先端部 6 まで伝達される。スプリングジョイント 21 の回転力は、先端部 6 の内部に設けられた連結機

50

構によって回転運動から直線運動に変換され、図示しない駆動アームが前後方向（挿入部 11 の長手方向）に移動する。

【0029】

撮像ユニット 6a は、先端部 6 において両側部が回動可能に支持され、駆動アームと接続されており、駆動アームの前後方向の移動に伴って、先端部 6 内に枢支された支持軸を中心として回動（チルト）し、視野が移動する。

【0030】

図 2 の例では、屈曲部 5 の湾曲角度は θ_1 （例えば $0^\circ \sim 90^\circ$ ）、撮像ユニット 6a のチルト角度は θ_2 （例えば $0^\circ \sim 90^\circ$ ）となっている。上述した湾曲動作とチルト動作とを組み合わせることにより、撮像ユニット 6a の視野方向は角度 $\theta_1 + \theta_2$ だけ変化する。よって、屈曲部 5 の湾曲角度を大きくせずとも（即ち、湾曲の際に大きな空間を占めることなく）視野の移動範囲を $0^\circ \sim 180^\circ$ まで拡大することが可能となる。本実施形態の内視鏡 1 は、初期状態として直線状であった屈曲部 5 が湾曲する湾曲動作と、先端部 6 内に枢支された撮像部自体が回動するチルト動作との組み合わせによって視野の移動角度が合算される。

10

【0031】

なお、本実施形態では、図 1 に示すように屈曲部 5 が湾曲していない状態を初期状態としているが、これに限定されない。例えば、屈曲部 5 が上方に向けて湾曲する状態を初期状態とするなど、任意の状態を初期状態とし、所定の湾曲角度、チルト角度にて湾曲動作及びチルト動作して視野が変位する構成としてもよい。

20

【0032】

また、屈曲部 5 を湾曲させる制御ワイヤ 20 は、湾曲方向に応じて任意の本数を設ければよい。また、湾曲機構は、複数の関節ピース 30 が連結された屈曲部 5 と、屈曲部 5 を牽引、弛緩する制御ワイヤ 20 とにより湾曲させる構成例を示したが、これに限定されない。また、チルト機構は、撮像ユニット 6a そのものが枢支された軸の回りを回動するように構成した例を示したが、これに限定されない。例えば、先端部 6 において撮像素子を固定するとともに、撮像素子と光学レンズとの間に設けたミラー部材等の光学部材を回動させて被写体光の光路を変化させる構成としてもよい。

【0033】

撮像ユニット 6a は、小型の CCD（Charge Coupled Device）または CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）等により構成される撮像素子（図示せず）と、入射された被写体光を撮像素子に結像させる光学レンズ（図示せず）とを有する。なお、このような形状の撮像ユニット 6a は、例えばスマートフォンまたはタブレット端末に使用されるカメラモジュールを流用することで実現できる。

30

【0034】

内視鏡 1 は、把持部 2 よりケーブルを介してビデオプロセッサ 40、ディスプレイ装置 41 と接続される。先端部 6 の撮像ユニット 6a によって観察対象（ここでは、人体内部）を撮像して得られた静止画又は動画の画像信号は、ビデオプロセッサ 40 に伝送され、ビデオプロセッサ 40 において各種信号処理等が行われる。ビデオプロセッサ 40 により処理された観察対象の画像はディスプレイ装置 41 に表示される。一方、内視鏡 1 は、ビデオプロセッサ 40 から電力及び各種制御信号を受け取って動作し、撮像ユニット 6a において制御信号に基づくタイミングで撮像が行われる。

40

【0035】

次に、図 3、図 4、図 5 を参照して、内視鏡 1 の内部に設けられるケーブル及び基板の構成について説明する。図 3 は挿入部 11 内に設けられる基板の配置構成を示す図、図 4 は先端部 6 及び屈曲部 5 における基板の配置構成を示す図、図 5 は基板とケーブルの具体的な構成例を示す図である。

【0036】

本実施形態では、内視鏡 1 の挿入部 11 の寸法は、例えば、先端部 6 の撮像ユニット 6a から屈曲部 5 の後端側の部分（硬性部 4 の先端部分）までの長さ L_1 が約 100 mm、

50

硬性部 4 の先端部分から把持部 2 までの長さ L_2 が約 600 mm 程度としている。以下、上記硬性部 4 の先端部分を中間部 C 1、把持部 2 の部分を基端部 C 2 と称する。また、先端部 6、屈曲部 5、硬性部 4 の外径は最大部分で約 10 mm 程度とする。

【0037】

挿入部 11 の内部には、中間部 C 1 に中継基板 71 を、基端部 C 2 に画像出力基板 72 を設け、撮像ユニット 6a により撮像した被写体の撮像信号を中継基板 71 において中継する構成としている。

【0038】

先端部 6 の撮像ユニット 6a は、被写体像を結像させる光学レンズ 61 と、CCD または CMOS 等による撮像素子 62 と、撮像素子 62 を搭載する撮像基板 63 とを有し、撮像基板 63 が先端部 6 内に配置される。硬性部 4 の先端部分における中間部 C 1 には、撮像信号を中継するための信号変換回路を搭載した中継基板 71 が配置され、撮像基板 63 と中継基板 71 とが第 1 ケーブル 81 によって接続される。把持部 2 における基端部 C 2 には、撮像信号をビデオプロセッサ 40 へ出力するための画像出力回路を搭載した画像出力基板 72 が配置され、中継基板 71 と画像出力基板 72 とが第 2 ケーブル 82 によって接続される。

10

【0039】

撮像基板 63 は、例えば 5 mm × 6 mm 程度の大きさであり、一面に撮像素子 62 が実装され、第 1 ケーブル 81 の一端が半田付け等によって接続される。第 1 ケーブル 81 は、屈曲部 5 の中を挿通され、内視鏡先端の先端部 6 から中間部 C 1 までの長さ L_1 の区間において、撮像ユニット 6a から出力される撮像信号、及び撮像ユニット 6a に供給する電力及び制御信号を伝送する。第 1 ケーブル 81 の中継基板 71 側の端部には接続基板 75 が接続され、第 1 ケーブル 81 が接続基板 75 を介して中継基板 71 と着脱可能に接続される。

20

【0040】

中継基板 71 は、硬性部 4 内に配置される細長の形状で、例えば 40 mm × 7 mm 程度の大きさであり、撮像信号変換部の一例としての信号変換回路を含む信号変換 IC 73 が実装される。中継基板 71 には、第 1 ケーブル 81 の他端に接続した接続基板 75 がコネクタ 85 によって接続されるとともに、第 2 ケーブル 82 の一端がコネクタ 86 によって接続される。第 2 ケーブル 82 は、硬性部 4 の中を挿通され、中間部 C 1 から基端部 C 2 までの長さ L_2 の区間において、信号変換回路による変換後の撮像信号、及び撮像ユニット 6a、信号変換 IC 73 に供給する電力及び制御信号を伝送する。第 2 ケーブル 82 の他端は、画像出力基板 72 と接続される。

30

【0041】

このように、挿入部 11 の内部に中継基板 71 を設け、中継基板 71 に搭載した撮像信号変換部を構成する信号変換回路によって撮像信号を変換し、変換後の撮像信号を画像出力基板 72 に伝送する構成となっている。

【0042】

画像出力基板 72 は、把持部 2 内の空間に配置され、画像出力回路を含む画像出力 IC 74 が実装される。画像出力基板 72 には、第 2 ケーブル 82 の他端がコネクタ 87 によって接続されるとともに、第 3 ケーブル 83 の一端がコネクタ 88 によって接続される。第 3 ケーブル 83 は、内視鏡 1 の把持部 2 から延出され、ビデオプロセッサ 40 と接続される。

40

【0043】

撮像ユニット 6a の撮像素子 62 としては、例えば、Full-HD (Full High Definition、1080p など) 画像を撮像可能な高解像度の撮像素子を用いる。高解像度の撮像素子として、発熱量を抑制するため、主にモバイル機器用途に開発された低消費電力の素子である MIP (Mobile Industry Processor Interface) (登録商標、以下同様) 規格対応の撮像素子を用いることとする。撮像素子 62 の消費電力は、例えば、撮像時における消費電力が 110 mW 以下とする。すなわち、本実施形態では、高解像度の撮像信号を

50

出力する低消費電力（低発熱量）の撮像素子として、撮像信号のデータ伝送方式が小振幅差動伝送方式であるM I P I規格対応の撮像素子を搭載する。

【0044】

撮像ユニット6aの撮像基板63からは、例えば、データ伝送量1.6Gbps程度（Full-HD、1080pの解像度で、フレームレート60fps程度のデータ伝送量）の撮像信号をM I P I規格に準拠した方式で信号伝送を考えた場合、0.8Gbpsで2レーンのデジタル信号（M I P I信号）として出力する。なお、1.6Gbpsの1レーンではM I P I規格に準拠した伝送量を確保出来ないためである。この場合、撮像ユニット6aにおける撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベル（スレッシュホールド電圧、この場合は差動出力電圧）は、例えば0.2V以下とすることで、データ伝送のための消費電力を抑えることができ、先端部の発熱を低減させることが可能である。しかし、信号電圧と信号伝送距離とはトレードオフの関係にあり、Gbpsオーダーの高速信号伝送を電気信号により行う場合、低電圧で長距離の信号伝送が困難になってくる。内視鏡において、上記のM I P I信号を用いて撮像信号を伝送する場合、挿入部11の先端部6から基端側の把持部2まで約700mmの長さを伝送することは困難である。

10

【0045】

今回、0.2Vの差動出力電圧でデータ信号を伝送したところ、100mmまでは安定したデータ伝送が可能であることを確認した。また、先端部の発熱も、大掛かりな放熱手段を盛り込まない状態においても、短時間であれば火傷などを生じない温度上昇を抑えることができることを確認できた。

20

【0046】

そこで、本実施形態では、体内で臓器などと直接接触する可能性が先端部より低い挿入部11の中間部C1に中継基板71を設け、比較的長距離の信号伝送が可能な第2の小振幅差動伝送方式の信号に信号変換して、中継基板71から把持部2の画像出力基板72まで信号伝送する。ここで、中間部C1では、体内で臓器などと直接接触する可能性が低いため、データ信号伝送のための差動出力電圧を高くすることが出来る。加えて、先端部には基板だけでなく、センサやレンズ、チルトさせるための機構などが構成されており、自然放熱させるための空間を確保するのも困難であるが、中間部C1は比較的、空間の制約も緩く、自然放熱させるための部材を構成しやすい。

また、上記理由により、中間部C1からは低消費電力の伝送規格であるM I P Iに限ったわけではなく、伝送距離を長くすることができれば、どのような伝送方式でも構わない。

30

【0047】

中継基板71は、信号変換IC73において、例えば、M I P I信号（0.8Gbps×2レーン）を、第2の小振幅差動伝送方式としてのS L V D S（S e r i a l L V D S（Low Voltage Differential Signaling））規格の1.6Gbps×1レーンのデジタル信号（S L V D S信号）に変換する。信号変換IC73は、信号変換回路としてシリアル変換回路を有し、M I P I信号をシリアル伝送の小振幅差動信号（S L V D S信号）に変換する。この場合、撮像信号変換部を構成する信号変換回路における撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベル（スレッシュホールド電圧、この場合は差動出力電圧）は、例えば0.4V以下とする。

40

【0048】

今回、中間部C1から0.4Vの差動出力電圧でデータ信号を伝送したところ、600mmまでは安定したデータ伝送が可能であることを確認した。また、中間部C1の発熱も、大掛かりな放熱手段を盛り込まない状態においても、短時間であれば火傷などを生じない温度上昇を抑えることができることを確認できた。

【0049】

このため、撮像素子における撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルは、信号変換回路におけるスレッシュホールドレベルと比較して小さく（電圧が低く）なっている。すなわち、L1区間はL2区間に対してスレッシュホールドレベルを低くすることで、挿入部

50

先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部における発熱を抑制することができる。

【0050】

なお、撮像基板63から出力される撮像信号の線路あたりの伝送速度において、2レーンで伝送していたL1の区間は、1レーンで伝送するL2の区間に対して、線路あたりの伝送速度に比べて低速である。すなわち、L1区間はL2区間に対して伝送速度を低速にするか、もしくは同等であることで、挿入部先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部における発熱を抑制することができる。

【0051】

撮像基板63と中継基板71とを接続する第1ケーブル81は、例えば、複数の細線同軸ケーブル(AWG46番線)が平带状に配置されたものにより構成され、1レーンにつき2本のケーブルによって差動信号のMIPISignal(0.8Gbps×2レーン、第1の撮像信号)を伝送する。また、第1ケーブル81は、MIPISignalによる第1の撮像信号とともに、撮像基板63と中継基板71間の制御信号及び電源電力を伝送する。第1ケーブル81は、湾曲操作に応じて所定方向へ屈曲する屈曲部5内の中空部を挿通されるため、屈曲性に優れたケーブル材料を用いる。このとき、第1ケーブル81は、長さL1(約100mm)の距離において撮像基板63と中継基板71の間で信号を伝送する。撮像基板63と中継基板71との距離、すなわち撮像ユニット6aから出力される信号変換前のMIPISignalを第1ケーブル81により伝送する距離は、例えば、200mm以下が好ましい。本実施形態では、上記のように長さL1=約100mmとしている。

10

【0052】

なお、第1ケーブル81は、単体の同軸ケーブルがばらばらに分離されたもの、単体の同軸ケーブルの端部を一緒に固定してまとめたもの、同軸ケーブルが連結されたフラットケーブル状のものなど、いずれであってもよい。あるいは、第1ケーブル81は、複数の細線同軸ケーブルと複数の単線ケーブル又はFFC(Flexible Flat Cable)との組み合わせによって構成し、撮像信号を細線同軸ケーブルにより伝送し、制御信号及び電源電力を単線ケーブル又はFFCにより伝送してもよい。

20

【0053】

中継基板71と画像出力基板72とを接続する第2ケーブル82は、例えば、ツインナクスケーブルとFFCとの組み合わせにより構成される。この場合、第2ケーブル82において、2本2組の同軸ケーブルからなるツインナクスケーブルによってSLVDS信号(1.6Gbps×1レーン、第2の撮像信号)を伝送し、FFCによって中継基板71と画像出力基板72間の制御信号及び電源電力を伝送する。第2ケーブル82は、硬性部4内の中空部を挿通されるため、第1ケーブル81のような屈曲性は必要としないが、ある程度の屈曲性を有するケーブル材料を用いる。このとき、第2ケーブル82は、長さL2(約600mm)の距離において中継基板71と画像出力基板72との間で信号を伝送する。

30

【0054】

画像出力基板72は、画像出力IC74において、例えば、SLVDS信号をUSB(Universal Serial Bus)3.0規格の伝送信号に変換する。画像出力IC74は、画像出力回路として逆シリアル変換回路とUSB信号変換回路とを有し、SLVDS信号を逆シリアル変換して一旦MIPISignalに再変換した後、USB3.0信号に変換して出力する。なお、画像出力基板72において、SLVDS信号からUSB3.0信号に直接変換してもよい。

40

【0055】

画像出力基板72とビデオプロセッサ40とを接続する第3ケーブル83は、例えば、USB3.0規格対応の信号ケーブルにより構成され、画像出力基板72から出力されるUSB3.0信号の撮像信号をビデオプロセッサ40へ伝送する。また、第3ケーブル83は、USB3.0信号による撮像信号とともに、内視鏡1の把持部2とビデオプロセッサ40間の制御信号及び電源電力を伝送する。このとき、第3ケーブル83は、例えば、約2~3mの距離において内視鏡1とビデオプロセッサ40との間で信号を伝送する。な

50

お、画像出力基板 7 2 において、U S B 3 . 0 信号の代わりに、H D M I (High-Definit ion Multimedia Interface) (登録商標、以下同様)規格の信号に変換してもよいし、他の規格又は仕様に対応した信号に変換して用いてもよい。

【 0 0 5 6 】

次に、図 6 を参照して、中継基板 7 1 における第 1 ケーブル 8 1 の接続部の詳細構成について説明する。図 6 は中継基板 7 1 及び接続基板 7 5 の具体的な構成例を示す図である。

【 0 0 5 7 】

中継基板 7 1 は、挿入部 1 1 の長手方向 (図 6 において前後方向) に細長の形状であり、第 1 ケーブル 8 1 が接続基板 7 5 を介して接続される。第 1 ケーブル 8 1 は、複数の細線同軸ケーブルにより構成される場合、各同軸ケーブルは中心部の芯線 (内部導体) 8 1 a と、外側のシールド部 (外部導体) 8 1 b とを有する。この第 1 ケーブル 8 1 に対応して、接続基板 7 5 の一方の面には、ケーブル接続端子となるパッド 7 6 と、グランド接続端子となるグランドパターン 7 7 とが設けられる。この場合、シールド部 8 1 b が接続基板 7 5 のグランドパターン 7 7 に、芯線 8 1 a がパッド 7 6 に、それぞれ半田等によって電氣的に接続されて取り付けられる。

【 0 0 5 8 】

接続基板 7 5 の他方の面には、グランドパターン 7 7 と導通する図示しないグランド導体と、パッド 7 6 と導通するよう取り付けられたコネクタ 8 5 とが設けられる。接続基板 7 5 は、コネクタ 8 5 によって中継基板 7 1 と電氣的に接続され、接続基板 7 5 と中継基板 7 1 との間には、両基板のグランド導体を導通接続する導電部材 7 8 が設けられる。導電部材 7 8 は、例えば、導電性発泡材などの圧縮変形可能な導電材料により構成され、接続基板 7 5 と中継基板 7 1 との間に挟み込んでグランド導体を基板間において接続する。

【 0 0 5 9 】

このとき、第 1 ケーブル 8 1 のシールド部 8 1 b は、接続基板 7 5 のグランドパターン 7 7、接続基板 7 5 におけるグランド、コネクタ 8 5 のグランド端子を介して、中継基板 7 1 のグランドに接続される。さらに、導電部材 7 8 を介して、接続基板 7 5 のグランド導体と中継基板 7 1 のグランド導体とが接続される。導電部材 7 8 によって、接続基板 7 5 と中継基板 7 1 との接地を確実にし、第 1 ケーブル 8 1 から中継基板 7 1 までのグランドを強化できる。また、コネクタ 8 5 によって着脱可能に第 1 ケーブル 8 1 と中継基板 7 1 とを接続できるため、組立性を向上できる。

【 0 0 6 0 】

上述したように、本実施形態では、撮像ユニット 6 a から出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を含む中継基板 7 1 を挿入部 1 1 内に設けている。そして、撮像素子 6 2 として、M I P I 規格対応の撮像素子など、撮像信号のデータ伝送方式が小振幅差動伝送方式である撮像素子を用い、低消費電力の撮像ユニット 6 a を構成し、低電圧の差動信号によって撮像ユニット 6 a から中継基板 7 1 まで撮像信号を伝送する。これにより、高解像度の撮像素子を内視鏡の挿入部先端部に実装可能であり、高フレームレートの撮像信号を伝送できるため、高精細で動きが滑らかな映像を撮像できる。このように、本実施形態によれば高解像度の撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。

【 0 0 6 1 】

また、撮像素子 6 2 として低消費電力の撮像素子を用いることにより、撮像ユニット 6 a における発熱を低減でき、挿入部先端部の温度上昇を抑制できる。また、撮像ユニット 6 a から出力される撮像信号は小振幅、低電圧の信号であるため、小型化を図るためにシールド性能に制約を受ける挿入部先端部において、外部への放射ノイズを抑制できる。

【 0 0 6 2 】

また、第 1 ケーブル 8 1 を屈曲性に優れたケーブル材料とし、撮像ユニット 6 a の撮像基板 6 3 と中継基板 7 1 とを可撓性を有して接続する構成としている。このため、屈曲部 5 を自在に湾曲させることができ、挿入部先端部の撮像ユニット 6 a の視野方向、位置などを可動とした撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。

【 0 0 6 3 】

また、第 1 ケーブル 8 1 と中継基板 7 1 との接続部において、接続基板 7 5 を設けてコネクタ 8 5 により第 1 ケーブル 8 1 と中継基板 7 1 とを接続し、接続基板 7 5 と中継基板 7 1 との間に両基板のグランド導体を導通接続する導電部材 7 8 を設けている。第 1 ケーブル 8 1 により伝送される M I P I 信号等の撮像信号は、小振幅、低電圧の信号であるため、外部から到来するノイズの影響を受けやすいが、導電部材 7 8 によって基板間の接地を確実にでき、グランドを強化できる。これにより、外来ノイズの影響を低減でき、安定した撮像信号を出力できる。

【 0 0 6 4 】

本発明に係る実施形態の種々の態様として、以下のものが含まれる。

10

【 0 0 6 5 】

本発明の一態様の内視鏡は、挿入部先端部に撮像ユニットを有し、前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設けている。

【 0 0 6 6 】

これにより、低消費電力の撮像ユニットを構成し、撮像ユニットから出力される撮像信号を撮像信号変換部まで伝送し、撮像信号変換部にて撮像信号を変換した後に、内視鏡の基端側まで信号伝送することが可能となる。このため、例えば挿入部先端部に高解像度かつ低消費電力の撮像素子を搭載可能であり、高解像度の撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。したがって、本態様の構成によれば、挿入部先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部における発熱を抑制することができる。

20

【 0 0 6 7 】

本発明の一態様の内視鏡は、上記の内視鏡であって、少なくとも前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される撮像信号のデータ伝送方式が、小振幅差動伝送方式である。

【 0 0 6 8 】

この場合、少なくとも撮像ユニットから撮像信号変換部までの信号伝送路において、例えば M I P I 規格、L V D S 規格などの小振幅差動伝送方式によって小振幅差動信号の撮像信号を伝送するよう撮像信号出力回路を構成できる。この構成によれば、撮像ユニットの撮像素子として、例えば高解像度かつ低消費電力の撮像素子を使用可能であり、低電圧で高フレームレートの撮像信号を伝送できるため、発熱量を抑制した高解像度の撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。

30

【 0 0 6 9 】

本発明の一態様の内視鏡は、上記の内視鏡であって、前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される第 1 の撮像信号の線路あたりの伝送速度が、前記撮像信号変換部による信号変換後の第 2 の撮像信号の線路あたりの伝送速度と等しい又は低速である。

【 0 0 7 0 】

この場合、例えば撮像ユニットから撮像信号変換部までの区間にて伝送される第 1 の撮像信号を M I P I 信号、撮像信号変換部による信号変換後の第 2 の撮像信号を、第 1 の撮像信号の伝送速度より高速又は等しい S L V D S 信号とするよう撮像信号出力回路を構成できる。この構成によれば、撮像ユニットから撮像信号変換部までの区間において、比較的低速の伝送速度にて第 1 の撮像信号を伝送し、第 1 の撮像信号より伝送速度が高速又は等しい第 2 の撮像信号に変換した後、内視鏡の基端側まで撮像信号を伝送できる。したがって、例えば挿入部先端部に高解像度かつ低消費電力の撮像素子を搭載可能であり、発熱量を抑制した高解像度の撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。

40

【 0 0 7 1 】

本発明の一態様の内視鏡は、上記の内視鏡であって、前記撮像ユニットに含まれる撮像素子の撮像時における消費電力が、110mW 以下である。

【 0 0 7 2 】

この構成によれば、挿入部先端部に低消費電力の撮像素子を搭載し、発熱量を抑制した

50

高解像度の撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。

【0073】

本発明の一態様の内視鏡は、上記の内視鏡であって、前記撮像ユニットにおける撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.2V以下であり、前記撮像信号変換部における撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.4V以下である。

【0074】

この場合、例えば撮像ユニットから出力される第1の撮像信号をスレッシュホールドレベルが0.2V以下のMIPI信号、撮像信号変換部による信号変換後の第2の撮像信号を、スレッシュホールドレベルが0.4V以下で第1の撮像信号よりも信号レベルが大きいSLVD信号とするよう撮像信号出力回路を構成できる。この構成によれば、撮像ユニットから撮像信号変換部までの区間として比較的短い距離を低電圧の第1の撮像信号にて伝送し、撮像信号変換部によって第1の撮像信号よりも信号レベルが大きい第2の撮像信号に変換して、比較的長い距離を伝送できる。したがって、例えば挿入部先端部に高解像度かつ低消費電力の撮像素子を搭載可能であり、発熱量を抑制した高解像度の撮像素子先端実装型の内視鏡を実現できる。

10

【0075】

本発明の一態様の内視鏡は、上記の内視鏡であって、前記撮像信号変換部を含む中継基板と、前記撮像ユニットと前記中継基板との間で前記撮像信号を伝送するケーブルと、前記ケーブルの前記中継基板側の端部に接続された接続基板と、前記接続基板と前記中継基板とを着脱可能に接続するコネクタと、を有し、前記接続基板と前記中継基板とが対向した状態で前記コネクタを介して接続され、前記接続基板と前記中継基板との間に両基板のグランド導体を導通接続する導電部材が設けられる。

20

【0076】

この構成によれば、導電部材によって、基板間のグランド導体を接続して接地をより確実にでき、ケーブルから中継基板までのグランドを強化できる。これにより、外来ノイズの影響を低減でき、安定した撮像信号を出力できる。また、コネクタによって着脱可能にケーブルと中継基板とを接続できるため、組立性を向上できる。

【0077】

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囲内において、各種の変更例また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、上記実施形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0078】

本発明は、内視鏡において、挿入部先端部の小型化を図りつつ、挿入部先端部における発熱を抑制することができる効果を有し、例えば医療分野又は工業分野において狭窄な部位の観察、手術等を行う小型の内視鏡等として有用である。

【符号の説明】

【0079】

40

- 1 内視鏡
- 2 把持部
- 2 a 第1操作部
- 2 b 第2操作部
- 3 連結部
- 4 硬性部
- 5 屈曲部
- 6 先端部
- 6 a 撮像ユニット
- 7 回転操作部

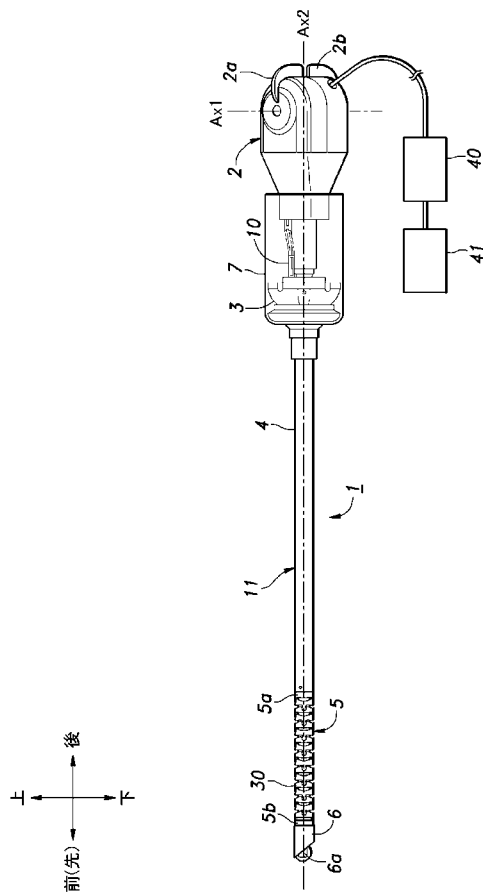
50

- 1 1 挿入部
- 2 0 制御ワイヤ
- 2 1 スプリングジョイント
- 3 0 関節ピース
- 4 0 ビデオプロセッサ
- 4 1 ディスプレイ装置
- 6 1 光学レンズ
- 6 2 撮像素子
- 6 3 撮像基板
- 7 1 中継基板
- 7 2 画像出力基板
- 7 3 信号変換 I C
- 7 4 画像出力 I C
- 7 5 接続基板
- 7 6 パッド
- 7 7 グランドパターン
- 7 8 導電部材
- 8 1 第 1 ケーブル
- 8 1 a 芯線 (内部導体)
- 8 1 b シールド部 (外部導体)
- 8 2 第 2 ケーブル
- 8 3 第 3 ケーブル
- 8 5、8 6、8 7、8 8 コネクタ

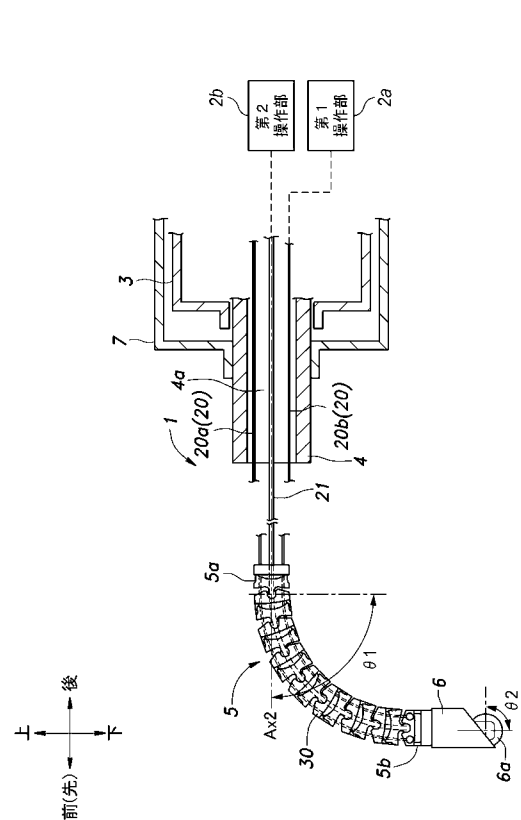
10

20

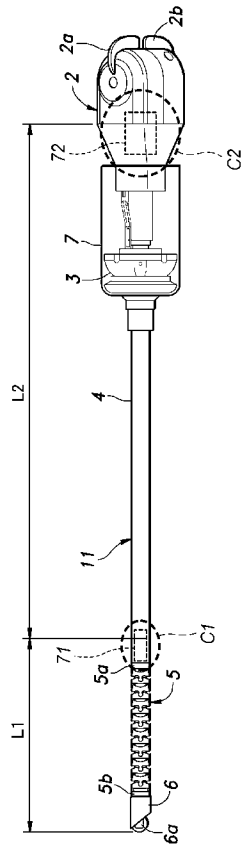
【図 1】



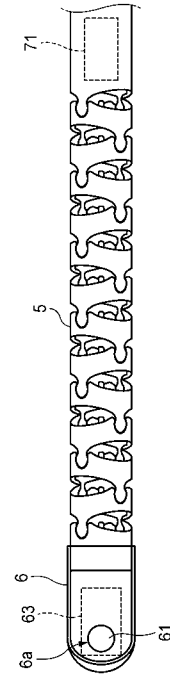
【図 2】



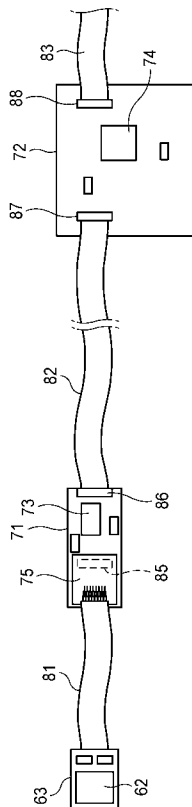
【図 3】



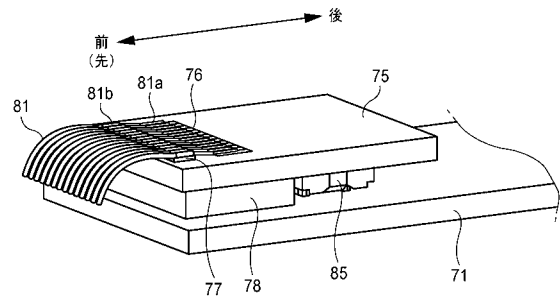
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【手続補正書】

【提出日】平成27年6月15日(2015.6.15)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設け、

前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される第1の撮像信号の線路あたりの伝送速度が、前記撮像信号変換部による信号変換後の第2の撮像信号の線路あたりの伝送速度と等しい又は低速である、内視鏡。

【請求項 2】

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設け、少なくとも前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される撮像信号のデータ伝送方式が、小振幅差動伝送方式であり、

前記撮像ユニットから前記撮像信号変換部までの区間にて伝送される第1の撮像信号の線路あたりの伝送速度が、前記撮像信号変換部による信号変換後の第2の撮像信号の線路あたりの伝送速度と等しい又は低速である、内視鏡。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡であって、

前記撮像ユニットに含まれる撮像素子の撮像時における消費電力が、110mW以下である、内視鏡。

【請求項 4】

挿入部先端部に撮像ユニットを有し、前記撮像ユニットから出力される撮像信号を変換する撮像信号変換部を、前記挿入部内に設け、

前記撮像ユニットにおける撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.2V以下であり、

前記撮像信号変換部における撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.4V以下である、内視鏡。

【請求項 5】

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の内視鏡であって、前記撮像ユニットにおける撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.2V以下であり、前記撮像信号変換部における撮像時のデジタル出力信号のスレッシュホールドレベルが、0.4V以下である、内視鏡。

フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 DA18 GA02 GA10

4C161 BB02 CC06 DD03 FF41 FF45 JJ11 LL02 NN01 SS01 UU03

UU10

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2016077400A	公开(公告)日	2016-05-16
申请号	JP2014209743	申请日	2014-10-14
申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
[标]发明人	河野治彦 畑瀬雄一		
发明人	河野 治彦 畑瀬 雄一		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00018 A61B1/00071 A61B1/0055 A61B1/0057 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/128 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/24.A A61B1/00.680 A61B1/04.530 A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA18 2H040/GA02 2H040/GA10 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/FF45 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS01 4C161/UU03 4C161/UU10		
代理人(译)	桥本 公秀 吉田 将明		
其他公开文献	JP5861071B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在内窥镜中减小插入部分的远端部分的尺寸的同时，抑制插入部分的远端部分处的热量产生。内窥镜具有插入部11的前端部6的成像单元6a中，包括用于从成像单元6a是，插入部11中的图像信号输出转换的摄像信号转换器中的中继基板71例如，在刚性部分4的远端部分的中间部分C1中。这里，至少在从图像拾取单元6a到中继板71的部分中发送的图像拾取信号的数据传输系统是小幅度差分传输系统。

