

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 85332

( P2002 - 85332A )

(43)公開日 平成14年3月26日 (2002.3.26)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-ト* ( 参考 )
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 U 2 H 0 4 0
			300 P 4 C 0 6 1
	1/04	1/04	372
G 0 2 B 23/26	372	G 0 2 B 23/26	B

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L ( 全 7 数 )

(21)出願番号 特願2001 - 209216(P2001 - 209216)

(22)出願日 平成13年7月10日(2001.7.10)

(31)優先権主張番号 特願2000 - 209898(P2000 - 209898)

(32)優先日 平成12年7月11日(2000.7.11)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(72)発明者 大内 輝雄

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学

工業株式会社内

(74)代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA11 CA27 DA11 GA02

4C061 AA12 AA30 BB02 CC04 CC06

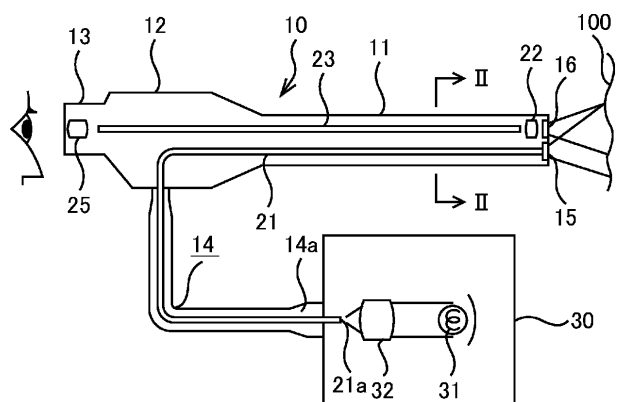
DD03 FF46 JJ06 LL02

(54)【発明の名称】 内視鏡の挿入部

(57)【要約】

【課題】内視鏡の挿入部の收容可能空間内に收容されるライトガイドファイババンドルの照明断面積及び受像素子の受光断面積の最適比率を提示する。

【解決手段】内視鏡10の挿入部11には、必須の構成として、ライトガイドファイババンドル21及びイメージガイドファイババンドル23とが、引き通されている。このライトガイドファイババンドル21の照明断面積(各光学繊維のコアの断面積の総和)とイメージガイドファイババンドル23の受光断面積(各光学繊維のコアの面積の総和)とを等しくすれば、最も効率良く、明るい像を得ることができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】先端部を有する略筒状の形状を有し、少なくとも、その先端部に照明光を供給するライトガイドファイババンドル、及び、その先端部に配置された対物レンズによって形成された観察対象物の像を転送する受像素子が内蔵された内視鏡の挿入部であって、前記ライトガイドファイババンドルの照明断面積と前記受像素子の受光断面積との比率が、3.9対6.1乃至6.1対3.9の範囲内であることを特徴とする内視鏡の挿入部。

【請求項 2】前記ライトガイドファイババンドルの照明断面積と前記受像素子との受光断面積が等しいことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡の挿入部。

【請求項 3】前記受像素子は、イメージガイドファイババンドルであり、

前記受光断面積は、このイメージガイドファイババンドルを構成する各光学繊維のコアの断面積の総和であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡の挿入部。

【請求項 4】前記受像素子は、撮像素子であり、前記受光断面積は、この撮像素子の撮像面における受光セルの面積の総和であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡の挿入部。

【請求項 5】前記照明断面積は、前記ライトガイドファイババンドルを構成する各光学繊維のコアの断面積の総和であり、

前記イメージガイドファイババンドルの機械的占有断面積が前記ライトガイドファイババンドルの機械的占有断面積の 1.4 倍乃至 1.9 倍であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡の挿入部。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、イメージガイドファイババンドルや撮像素子のような受像素子、及び、ライトガイドファイババンドルを利用した照明光学系を備える内視鏡の挿入部に関する。

## 【0002】

【従来の技術】体腔内を観察するための医療用内視鏡や機械等の内部を観察するための工業用内視鏡には、夫々に共通する構成要素として、体腔内や機械等の内部を照明するための照明光学系、及び、この照明光学系によって照明された観察対象物の像を受像して内視鏡の手許操作部側に伝達するための受像素子が、備えられている。即ち、これらの内視鏡において体腔内や機械等の内部に挿入される中空管状の挿入部（可撓管、湾曲管及び先端部）の内部には、照明光学系の一部をなすライトガイドファイババンドル、及び、対物光学系によって形成された観察対象物の像を受像して光情報として伝達するイメージガイドファイババンドル（光学式内視鏡の場合）や観察対象物の像を撮像して電気信号に変換する撮像素子（電子内視鏡の場合）のような受像素子が、必須の構成

要素として内蔵されている。

【0003】このライトガイドファイババンドルは、その照明断面積、即ち、ライトガイドファイババンドルを構成する個々の光学繊維のコア断面積の総和が大きければ大きいほど、伝達可能な照明光量が大きくなるので、観察対象物を明るく照らすことができる。また、受像素子は、その受光断面積、即ち、イメージガイドファイババンドルを構成する個々の光学繊維のコア断面積の総和又は撮像素子の撮像面における転送ゲート等を除いた受光セルの総面積が大きければ大きいほど、受光可能な光量が大きくなるので、明るい像として伝送することができる。即ち、ライトガイドファイババンドルの照明断面積をできるだけ大きくするとともに、受像素子の受光面積をできるだけ大きくすれば、観察対象物を明るい像として観察することができる。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、内視鏡の挿入部は、狭い体腔内や機械等の内部に挿入するという使用形態に因り、自ずから、その外径及び内径が制限されてしまう。しかも、このように内径の制限がある挿入管内部には、ライトガイドファイババンドル及び受像素子以外にも様々な内蔵物（例えば、湾曲管の走査ワイヤ、医療用内視鏡における鉗子チャンネルや送気送水管、等）が引き通されているので、ライトガイドファイババンドル及び受像素子が占め得る空間（収容可能空間）の断面積は、更に制限される。

【0005】従って、このように収容可能空間の断面積が制限された挿入管内部にライトガイドファイバ及び受像素子を内蔵する場合に、観察対象物の像の明るさを最大にするには、ライトガイドファイババンドルの照明断面積及び受像素子の受光断面積の比率を最適化しなければならない。

【0006】本発明は、このような課題に着目してなされたものであり、内視鏡の挿入部に収容されるライトガイドファイババンドルの照明断面積及び受像素子の受光断面積の最適比率を提示しようとするものである。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】本発明による内視鏡の挿入部は、上述した課題を解決するために、以下の構成を採用した。即ち、本発明による内視鏡の挿入部は、先端部を有する略筒状の形状を有し、少なくとも、その先端部に照明光を供給するライトガイドファイババンドル、及び、その先端部に配置された対物レンズによって形成された観察対象物の像を転送する受像素子が内蔵された内視鏡の挿入部であって、前記ライトガイドファイババンドルの照明断面積と前記受像素子の受光断面積との比率が、3.9対6.1乃至6.1対3.9の範囲内であることを、特徴とする。

【0008】このように構成されると、ライトガイドファイババンドルと受光素子との断面積の総和を一定とし

た場合には、受像素子によって伝送される観察対象物の像の光量が、最大光量からその95%の光量の範囲となる。従って、収容可能断面積に自ずから制限のある内視鏡の挿入部内において、効率良く、明るい像を得ることができる。

【0009】なお、上記した比率の範囲内でも、特に、前記ライトガイドファイババンドルの照明断面積と前記受像素子の受光断面積とを等しくすれば、観察対象物の像を最も明るくすることができる。

【0010】本発明において、受像素子は、内視鏡が光学式内視鏡である場合にはイメージガイドファイババンドルであり、内視鏡が電子内視鏡である場合には撮像素子となる。その受光断面積とは、受像素子がイメージファイババンドルである場合には、それを構成する各光学繊維のコアの断面積の総和であり、受像素子が撮像素子である場合には、その受光面における受光セルの面積の総和である。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0012】

【実施形態1】図1は、本発明の第1実施形態が適用された光学式内視鏡10を含む内視鏡システムを示す概略図である。この図1に示されるように、この内視鏡システムは、光学式内視鏡10及び光源装置30から構成される。この光学式内視鏡10は、体腔内や機械等の内部に挿入される挿入部11と、この挿入部11の基端に繋がれた操作部12と、この操作部12の基端に固定された接眼部13と、操作部12の側面から突出したライトガイド可撓管14から、構成されている。

【0013】挿入部11は、実際には、先端に位置する先端部と、先端部をその先端に固定した湾曲管と、この湾曲管よりも基端側を占める可撓管とに、区分されている。この先端部には、少なくとも2個の貫通孔がその軸方向と平行に穿たれており、一方の貫通孔における先端面側の開口には、観察窓(平行平面透過板)16が詰め込まれており、他方の貫通孔における先端面側の開口には、配光レンズ(平面を外側に向けた平凹レンズ)15が詰め込まれている。また、観察窓16が詰め込まれた貫通孔の内部には、観察対象物100の実像を形成する対物レンズ22が固定されている。また、湾曲管は、複数の金属製リングを接続してなるセグメントの周囲に金属メッシュ及び樹脂チューブを積層した構造を有しており、その先端に装着された操作ワイヤーが後方から引かれることにより所定方向に任意に湾曲する。また、可撓管は、長尺な金属板を螺旋状に巻くことによって成形された螺旋管の周囲に金属メッシュ及び樹脂チューブを積層した構造を有しており、外力に応じて任意に湾曲する。

【0014】これら湾曲管と可撓管には、先端部におけ

る対物レンズ22が固定された貫通孔にその先端が装着されたイメージガイドファイババンドル23、及び、先端部における配光レンズ15が詰め込まれた貫通孔に装着されたライトガイドファイババンドル21が、引き通されている。さらに、この湾曲管及び可撓管には、湾曲管を湾曲させるための操作ワイヤーが引き通されている他、光学式内視鏡10の機能に応じた内蔵物が引き通されている。例えば、医療用内視鏡においては、観察窓の外表面を洗浄するための送気送水管や、鉗子を先端部の先端面まで導くための鉗子チャンネル等が、引き通されている。即ち、挿入部11における湾曲管と可撓管の内部空間において、操作ワイヤー等の内蔵物を引き通すために留保される空間以外の部分が、イメージガイドファイババンドル23及びライトガイドファイババンドル21を引き通し得る空間(収容可能空間)なのである。

【0015】図2は、光学式内視鏡10が工業用内視鏡又は鼻腔用内視鏡である場合において、収容可能空間内一杯にイメージガイドファイババンドル23及びライトガイドファイババンドル21を引き通した状態を示す挿入部11の断面図(図1におけるII-II線に沿った断面図)である。図2において、111は樹脂チューブを示し、112はセグメント(湾曲管の場合)又は螺旋管(可撓管の場合)を示し、113、113は、操作ワイヤーを示している。図2の例においては、挿入部の内部空間における操作ワイヤー113、113を引き通すために留保された空間以外の部分が、収容可能空間である。

【0016】なお、ライトガイドファイババンドル21及びイメージガイドファイババンドル23は、ともに、複数の光学繊維を束ねてその両端のみを固め、その中間部をシリコンチューブによって覆った構造を有している。

【0017】図1に戻り、操作部12には、図示を省略したが、上記操作ワイヤ113の基端が装着されるプーリーと、このプーリーに対して同軸に連結されるとともに操作部12の外部においてオペレータによって回転操作される操作ダイヤルが設けられている。この操作ダイヤルに連動してプーリーが上記操作ワイヤ113を引っ張ることによって、湾曲管を任意の方向に湾曲させることができるのである。

【0018】イメージガイドファイババンドル23は、この操作部12を貫通して接眼部13に達している。この接眼部13には、イメージガイドファイババンドル23の後端面に伝送された観察対象物100の像を拡大してオペレータに観察せしめる接眼レンズ25が、内蔵されている。なお、この接眼レンズ25の位置を調整することによって、イメージガイドファイババンドル23の後端面に伝送された観察対象物100の像の実像を形成し、この実像を写真撮影又はビデオ撮影することも可能である。

【0019】一方、ライトガイドファイババンドル21は、操作部12からライトガイド可撓管14内に引き通され、このライトガイド可撓管14の先端から突出している。このライトガイド可撓管14の先端には、光源装置30のコネクタ受けに脱着されるコネクタ14aが設けられている。そして、このコネクタ14aが光源装置30のコネクタ受けに固着された状態において、ライトガイドファイババンドル21の入射端面21aが、光源装置30の内部に入り込む。

【0020】この光源装置30には、照明光を発生する光源ランプ31と、この光源ランプ31から発生した照明光をライトガイドファイババンドル21の入射端面21aに集光する集光レンズ32とが、内蔵されている。

【0021】以上の構成において、光源装置30の光源ランプ31から発生した照明光の大部分が集光レンズ32によって集光されて、ライトガイドファイババンドル21の入射端面21aからこのライトガイドファイババンドル21に導入される。このライトガイドファイババンドル21に導入された照明光は、このライトガイドファイババンドル21によって挿入部11内を導かれて、その先端面から射出される。射出された照明光は、配光レンズ15によって発散されて、観察対象物100を照明する。この観察対象物100の表面で乱反射した照明光の一部は、観察窓16を透過し、対物レンズ22によって収束されて、イメージガイドファイババンドル23の先端面に観察対象物100の像を結ぶ。この像は、イメージガイドファイババンドル23内を、各光学繊維毎の画素に分解されて、その後端面まで伝送される。イメージガイドファイババンドル23の後端面に伝送された観察対象物100の像は、接眼レンズ25によって拡大されて、オペレータによって観察される。

【0022】次に、挿入部11の収容可能空間内におけるライトガイドファイババンドル21の照明断面積及びイメージガイドファイババンドル23の受光断面積の最適比率について説明する。今、説明を容易にするために、ライトガイドファイババンドル21及びイメージガイドファイババンドル23が、互いに同一構成を有し、且つ、夫々の端面の全域に入射した光を伝送することができるものと仮想する(即ち、各ファイババンドル21, 23の機械的占有断面積 = 照明断面積又は受光断面積)。また、光源装置30内においてライトガイドファイババンドル21の入射端面21aに入射する照明光の光束密度、観察窓16から観察対象物100までの距離、及び、観察対象物100表面の反射率は、常に一定であるとする。

【0023】いま、収容可能空間の断面積を“1”に規格化し、ライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積を“1/n”と定義すると、収容可能空間における残りの空間に収容可能なイメージガイドファイババンドル23の最大の機械的占有断面積は“1 - 1/n”

となる。上述した仮定の元では、“1/n”の機械的占有断面積を有するライトガイドファイババンドル21によって照明される観察対象物の明るさxは、

$$x = (1/n) \cdot L \quad \dots\dots (1)$$

(但し、Lは、単位照明断面積を有するライトガイドファイババンドル21を透過した照明光によって照明された観察対象物100の明るさを示す定数である。)であると、表わされる。

【0024】次に、明るさxの観察対象物100からの被写体光(即ち、観察対象物100の表面での乱反射光)のうち、イメージガイドファイババンドル23によって伝送される光量yは、

$$y = x \cdot (1 - 1/n) \cdot M$$

$$y = (1/n) \cdot L \cdot (1 - 1/n) \cdot M \quad \dots\dots (2)$$

(但し、Mは、観察対象物100からの被写体光のうち単位受光断面積を有するイメージガイドファイババンドル23に入射する光量を示す定数である。)であると、表される。ここで、L・M = 1と置くと、式(2)は下記式(3)のように変形される。

$$y = 1/n - 1/n^2 \quad \dots\dots (3)$$

【0025】この式(3)をグラフに表すと、図3に示すように、n = 2のときyが最大値“0.25”をとることが解る。即ち、ライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積(照明断面積)が収容可能空間の断面積の1/2であり、イメージガイドファイババンドル23の機械的占有断面積(受光断面積)が収容可能空間の断面積の1/2である場合に、最も明るい像が得られることになる。言い換えると、ライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積(照明断面積)とイメージガイドファイババンドル23の機械的占有断面積(受光断面積)とを等しくすれば、最も効率良く、明るい像を得ることができる。

【0026】但し、実際には、各ファイババンドル23, 21の端面(断面)のうち、シリコンチューブが占める部分、各光学繊維同士の隙間が占める部分、及び、各光学繊維におけるクラッド41(図4)、51(図5)が占める部分は、光を伝送することができない。即ち、各ファイババンドル21, 23の機械的占有断面積のうち、各光学繊維のコア52(図5)、42(図4)の断面積のみの総和が、実際の照明断面積又は受光断面積である。

【0027】従って、上記条件をより正確に表現すると、各ファイババンドル21, 23の機械的占有断面積の大小如何に拘わらず、『ライトガイドファイババンドル21の照明断面積(各光学繊維のコアの断面積の総和)とイメージガイドファイババンドル23の受光断面積(各光学繊維のコアの断面積の総和)とを等しくすれば、最も効率良く、明るい像を得ることができる(最適条件1)』と、言い換えられる。

【0028】但し、接眼レンズ25を介して観察対象物

100の像を撮影する写真機又はビデオカメラは、イメージガイドファイババンドル23の後端面に伝送された観察対象物100の像の最大明るさを基準として露出条件が決定されているとしても、5%程度の光量差であれば、ラチチュードによる許容範囲として、正常な撮影が可能である。また、接眼レンズ25を介して観察対象物100の像を観察するオペレータの肉眼も、5%程度の光量差であれば、これを意識することなく正常な観察を行うことができる。したがって、上記条件は、観察対象物100の像の最大明るさから5%程度光量が減じる範囲までを含むように、緩和され得る。

【0029】即ち、上記式(3)において、 $y = 0.25 \times 0.95 = 0.2375$ を代入すると、 $n = 2.576$ 又は $n = 1.6345$ と、求められる。従って、ライトガイドファイババンドル21の照明断面積 $S_1$ の範囲は、下記式(4)のように求められる。

$$1/2.576 < S_1 < 1/1.6345$$

$$0.39 < S_1 < 0.61 \quad \dots\dots (4)$$

【0030】従って、これに対応するイメージガイドファイババンドル23の受光断面積 $S_2$ の範囲は、下記式(5)のように求められる。

$$0.61 > S_2 > 0.39 \quad \dots\dots (5)$$

【0031】即ち、『挿入部11の収容可能空間の断面積に対して、ライトガイドファイババンドル21の照明断面積 $S_1$ とイメージガイドファイババンドル23の受光面積 $S_2$ との比率を、

$$39 : 61 < S_1 : S_2 < 61 : 39 \quad \dots\dots (6)$$

とすれば、最大明るさの95%以上という十分な明るさで、観察対象物100の像を得ることができる(最適条件2)』。

【0032】ところで、特に医療用内視鏡の場合、鮮明な映像を得られるように、イメージガイドファイババンドル23を構成する光学繊維の本数を増やすべく、各光学繊維の外径を可能な限り小さくする必要がある。但し、コア42とクラッド41との界面にて光を反射させるためには、クラッド41の厚さをある程度確保しなければならない。そのため、従来、イメージガイドファイババンドル23の光学繊維としては、クラッド41の厚さが $1.5 \mu\text{m}$ であって、全体の外径が $8 \sim 10 \mu\text{m}$ のものが、用いられている(図4参照)。従って、この光学繊維における全体としての断面積に対してコア42の断面積が占める比率(受光断面積比率)は、39%~49%ということになる。

【0033】一方、ライトガイドファイババンドル21に関しては、伝送効率を最優先にするために、やや太い光学繊維が用いられている。具体的には、クラッド51の厚さが $2 \mu\text{m}$ であって、全体の外径が $25 \sim 30 \mu\text{m}$ のものが、用いられている(図5参照)。従って、この光学繊維における全体としての断面積に対してコア52の断面積が占める比率(照明断面積比率)は、70%~

75%ということになる。

【0034】以上の事を考察すると、受光面積比率と照明断面積比率が最もかけ離れているのは、受光断面積比率が39%であり且つ照明断面積比率が75%である場合である。この組合せの場合において、上述した最適条件1を満たして、ライトガイドファイババンドル21全体の照明断面積とイメージガイドファイババンドル23全体の受光面積とを等しくさせるためには、イメージガイドファイババンドル23の機械的占有断面積 $S'_2$ と、ライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積 $S'_1$ とを、下記式(7)に従った比率にすればよい。

$$S'_2 \cdot 39/100 = S'_1 \cdot 75/100$$

$$S'_2 = (75/39) \cdot S'_1$$

$$1.9 \cdot S'_1 \quad \dots\dots (7)$$

【0035】即ち、受光断面積比率が39%である光学繊維からなるイメージガイドファイババンドル23と受光断面積比率が75%である光学繊維からなるライトガイドファイババンドル21とを使用する場合において、最も明るい像を得るためには、イメージガイドファイババンドル23の機械的占有断面積 $S'_2$ がライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積 $S'_1$ の約1.9倍となるように、各ファイババンドル21, 23を構成する光学繊維の量を調整すれば良い。

【0036】一方、受光面積比率と照明断面積比率が最も近いのは、受光断面積比率が49%であり且つ照明断面積比率が70%である場合である。この組合せの場合において、上述した最適条件1を満たして、ライトガイドファイババンドル21全体の照明断面積とイメージガイドファイババンドル23全体の受光面積とを等しくさせるためには、イメージガイドファイババンドル23の機械的占有断面積 $S'_2$ と、ライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積 $S'_1$ とを、下記式(8)に従った比率にすればよい。

$$S'_2 \cdot 49/100 = S'_1 \cdot 70/100$$

$$S'_2 = (70/49) \cdot S'_1$$

$$1.4 \cdot S'_1 \quad \dots\dots (8)$$

【0037】即ち、受光断面積比率が49%である光学繊維からなるイメージガイドファイババンドル23と受光断面積比率が70%である光学繊維からなるライトガイドファイババンドル21とを使用する場合において、最も明るい像を得るためには、イメージガイドファイババンドル23の機械的占有断面積 $S'_2$ がライトガイドファイババンドル21の機械的占有断面積 $S'_1$ の約1.4倍となるように、各ファイババンドル21, 23を構成する光学繊維の量を調整すれば良い。

【0038】従って、『受光断面積比率が39%~49%である光学繊維から構成される通常のイメージガイドファイババンドル23と、照明断面積比率が70%~75%である光学繊維から構成される通常のライトガイド

ファイババンドル 21 とを使用する場合には、イメージガイドファイババンドル 23 の機械的占有断面積  $S'_1$  を、ライトガイドファイババンドル 21 の機械的占有断面積  $S'_2$  に対して 1.4 倍乃至 1.9 倍の範囲で設定すれば、観察対象物 100 の像を明るくすることができる（最適条件 3）。』

【0039】

【実施形態 2】図 6 は、本発明の第 2 実施形態が適用された電子内視鏡 60 を含む内視鏡システムを示す概略図である。この図 6 に示されるように、この内視鏡システムは、電子内視鏡 60、ビデオプロセッサ一体型の光源ユニット 70、及び、モニタ 72 から、構成される。

【0040】この電子内視鏡 60 は、体腔内や機械等の内部に挿入される挿入部 61 と、この挿入部 61 の基端に繋がれた操作部 62 とから、構成されている。そして、この電子内視鏡 60 は、上述した第 1 実施形態における光学式内視鏡 10 と同様に、対物レンズ 22、観察窓 16、配光レンズ 15、ライトガイドファイババンドル 21 を内蔵している。但し、この電子内視鏡 60 は、第 1 実施形態の光学式内視鏡 10 におけるイメージガイドファイババンドル 23 及び接眼部 13 の代わりに、撮像素子（CCD エリアセンサ）63 及び信号ケーブル 64 を有している。この撮像素子 63 は、対物レンズ 22 によって形成された観察対象物 100 の像を撮像してイメージ信号に変換し、このイメージ信号を信号ケーブル 64 を介して伝送する。この信号ケーブル 64 の出力端は、光源ユニット 70 の信号コネクタに対して、着脱可能となっている。

【0041】一方、光源ユニット 70 は、上述した第 1 実施形態における光源装置 30 と同様に、光源ランプ 31 及び集光レンズ 32 を内蔵している。さらに、この光源ユニット 70 には、信号コネクタに導通したビデオプロセッサ 71 が内蔵されている。このビデオプロセッサ 71 は、信号コネクタに接続された信号ケーブル 64 を介して撮像素子 63 から伝送されて来たイメージ信号に対して所定の信号処理を施すことにより、NTSC 信号等のビデオ信号に変換して、モニタ 72 に対して出力する。

【0042】このモニタ 72 は、光源ユニット 70 のビデオプロセッサ 71 から受信したビデオ信号に従って、観察対象物 100 の画像を表示する。

【0043】このような構成を有する内視鏡システムの電子内視鏡 60 では、撮像素子 63 の撮像面を含む挿入部 61 の断面内におけるライトガイドファイババンドル 21 の照明断面積、及び受像素子としての撮像素子 63 の受光断面積の比率が、問題となる。この撮像素子 63 の受光面には、複数の受光セルが並んでいるが、各受光セル同士の間は絶縁層が形成されている他、各受光セルに対応した転送ゲートが設けられている。従って、撮像素子 63 の受光面全体の面積が、この撮像素子 63 の機

\* 械的占有面積に相当し、この受光面上の各受光セルの面積のみの総和が、この撮像素子 63 の受光断面積に相当する。そして、撮像素子 63 の受光断面積比率は、通常、50% ~ 70% となっている。

【0044】このように、電子内視鏡 60 の撮像素子 63 も、光学式内視鏡 10 のイメージガイドファイババンドル 21 と同様に扱うことができるので、上述した最適条件 1 及び 2 を導いた論理がそのまま当てはまる。この場合、上述した最適条件 1 及び 2 は、以下のように言い換えられる。

【0045】『ライトガイドファイババンドル 21 の照明断面積（各光学繊維のコアの断面積の総和）と撮像素子 63 の受光断面積（各受光セルの面積の総和）とを等しくすれば、最も効率良く、明るい像を得ることができる（最適条件 1'）。』『挿入部 11 の収容可能空間の断面積に対して、ライトガイドファイババンドル 21 の照明断面積  $S_1$  と撮像素子 63 の受光断面積  $S_2$  との比率を、 $3.9 : 6.1 < S_1 : S_2 < 6.1 : 3.9$  ..... (9) とすれば、最大明るさの 95% 以上という十分な明るさで、観察対象物 100 の像を得ることができる（最適条件 2'）。』

【0046】

【発明の効果】本発明の内視鏡によれば、収容可能空間の断面積が制限された挿入管内部に収容されるライトガイドファイババンドルの照明断面積及び受像素子の受光断面積の比率を最適化することにより、十分に明るい観察対象物の像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の第 1 の実施の形態が適用された光学式内視鏡を含む内視鏡システムの概略構成図

【図 2】 図 1 における I I - I I 線に沿った縦断面図

【図 3】 照明断面積に対応した変数 n と観察対象物の像の明るさとの関係を示すグラフ

【図 4】 イメージガイドファイババンドルを構成する光学繊維の断面図

【図 5】 ライトガイドファイババンドルを構成する光学繊維の断面図

【図 6】 本発明の第 2 の実施の形態が適用された電子内視鏡を含む内視鏡システムの概略構成図

【符号の説明】

- 10 光学式内視鏡
- 11 挿入部
- 21 ライトガイドファイババンドル
- 22 対物レンズ
- 23 イメージガイドファイババンドル
- 30 光源装置
- 41 クラッド
- 42 コア
- 51 クラッド
- 52 コア

(7)

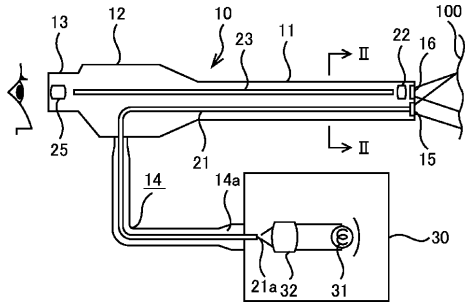
特開 2002 - 85332

12

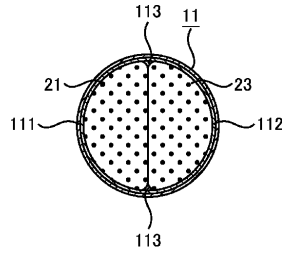
6 3 撮像素子  
6 4 信号ケーブル

\* 7 0 光源ユニット  
\* 7 1 ビデオプロセッサ

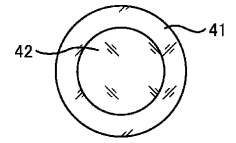
【図 1】



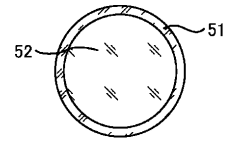
【図 2】



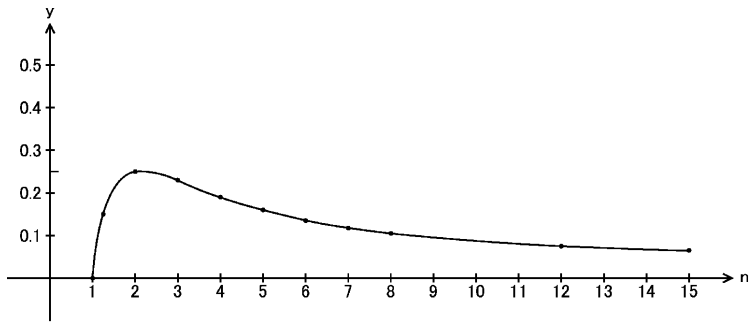
【図 4】



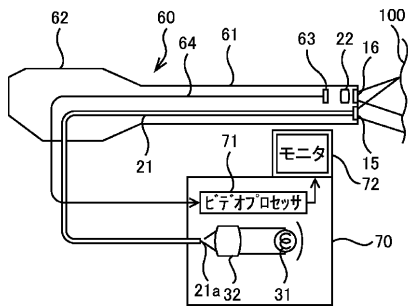
【図 5】



【図 3】



【図 6】



专利名称(译)	内窥镜的插入部分		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002085332A</a>	公开(公告)日	2002-03-26
申请号	JP2001209216	申请日	2001-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
[标]发明人	大内輝雄		
发明人	大内 輝雄		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/00.300.P A61B1/04.372 G02B23/26.B A61B1/00.713 A61B1/00.715 A61B1/00.732 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA11 2H040/GA02 4C061/AA12 4C061/AA30 4C061/BB02 4C061/CC04 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C161/AA12 4C161/AA30 4C161/BB02 4C161/CC04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/JJ06 4C161/LL02		
优先权	2000209898 2000-07-11 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供容纳在内窥镜的插入部分的可容纳空间中的光导纤维束的照射截面积与图像接收元件的光接收截面区域的最佳比率。作为必不可少的结构，通过内窥镜的插入部分引导光导纤维束和图像引导纤维束。如果使导光纤维束21的照射截面积（各光纤的芯的截面积之和）和图像导向纤维束23的受光截面积（各光纤的芯的面积之和）彼此相等可以有效地获得明亮的图像。

