

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/050116

発行日 平成26年2月24日 (2014. 2. 24)

(43) 国際公開日 平成24年4月19日 (2012. 4. 19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300U	2H040
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	4C161
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26	4G062
C03C 13/04 (2006.01)	C03C 13/04	
C03C 4/00 (2006.01)	C03C 4/00	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号	特願2012-518637 (P2012-518637)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/073402	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成23年10月12日 (2011. 10. 12)	(72) 発明者	木下 博章 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5031936号 (P5031936)	(72) 発明者	後藤 篤史 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成24年9月26日 (2012. 9. 26)	(72) 発明者	秋山 大輔 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2010-229986 (P2010-229986)		
(32) 優先日	平成22年10月12日 (2010. 10. 12)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

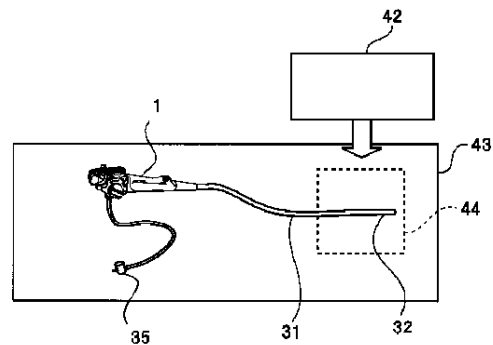
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡 1 は先端部 3 2 に撮像部 3 3 および照明部 3 4 を有する挿入部 3 1 と、挿入部 3 1 の内部を挿通し、基端部側に接続される光源装置 2 4 からの照明光を照明部 3 4 まで導光する、開口率が 0 . 4 6 ~ 0 . 9 0 であるライトガイド 1 3 と、を具備し、ライトガイド 1 3 が鉛を含まないガラスからなるファイバ 1 0 を有し、2 . 5 G y の X 線照射後に 6 4 ルーメン / mm² の光を 6 0 0 分導光する回復処理を行う X 線耐性試験後の 3 8 0 nm ~ 7 5 0 nm の光量が前記 X 線耐性試験前の前記光量の 6 7 % 以上であり、かつ、(3 8 0 nm ~ 4 7 0 nm の積算光量 / 4 7 0 nm ~ 5 8 0 nm の積算光量) である青色光量比が、前記 X 線耐性試験前の前記青色光量比の 6 0 % 以上である。

【図7】



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に撮像部および照明部を有する挿入部と、

前記挿入部の内部を挿通し、基端部側に接続される光源装置からの照明光を前記照明部まで導光する、開口率 (NA) が 0.46 ~ 0.90 であるライトガイドと、を具備し、

前記ライトガイドが鉛を含まないガラスからなる複数のファイバを有し、2.5 Gy の X 線照射後に 64 ルーメン / mm^2 の光を 600 分導光する回復処理を行う X 線耐性試験後の 380 nm ~ 750 nm の光の積算光量が前記 X 線耐性試験前の前記積算光量の 67 % 以上であり、かつ、(380 nm ~ 470 nm の光の積算光量 / 470 nm ~ 580 nm の光の積算光量) で示される青色光量比が、前記 X 線耐性試験前の前記青色光量比の 60 % 以上であることを特徴とする内視鏡。 10

【請求項 2】

前記ファイバのコアガラスは、屈折率 n_d が 1.56 ~ 1.74 であり、(A) SiO_2 : 20 ~ 55 wt %、(B1) B_2O_3 : 0 ~ 4.0 wt %、(B2) P_2O_5 、および GeO_2 を含まず、(C) ($\text{BaO} + \text{SrO} + \text{La}_2\text{O}_3 + \text{Lu}_2\text{O}_3 + \text{Ta}_2\text{O}_3 + \text{Gd}_2\text{O}_3 + \text{WO}_3$) : 25 ~ 72 wt %、(D) ZnO : 0 ~ 30 wt %、(E) Al_2O_3 を含まず、(F) ZrO_2 を含まず、(G) PbO 、および、 As_2O_3 を含まず、(H) ($\text{Na}_2\text{O} + \text{K}_2\text{O}$) : 0 ~ 15 wt %、(I) Sb_2O_3 : 0 ~ 0.050 wt %、(J) ($\text{Na}_2\text{SO}_4 + \text{K}_2\text{SO}_4$) : 0.26 ~ 1.63 wt %、の組成を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。 20

【請求項 3】

前記ライトガイドの内部または外部の少なくともいずれかに、X 線を遮蔽する可撓性の X 線遮蔽部材を有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記 X 線遮蔽部材が、X 線被照射長に対して 70 % 以上の長さの前記挿入部を被覆していることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記 X 線遮蔽部材が、W、Ta、もしくは Bi の金属、金属酸化物または合金からなることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記複数のファイバのそれぞれが、表面に X 線を遮蔽する X 線遮蔽コーティング層を有することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。 30

【請求項 7】

前記 X 線遮蔽コーティング層が、W、Ta、もしくは Bi の金属、金属酸化物または合金からなることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記 X 線遮蔽コーティング層の厚さが 0.5 μm 以上 3 μm 以下であることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記 X 線耐性試験後の前記ライトガイドの 380 nm ~ 750 nm の光の積算光量が、前記 X 線遮蔽部材を具備しない内視鏡の前記 X 線耐性試験後のライトガイドの前記積算光量の 110 % 以上であることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡。 40

【請求項 10】

前記複数のファイバの隙間に X 線を遮蔽する X 線遮蔽微粒子を有することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡。

【請求項 11】

前 X 線遮蔽微粒子が、W、Ta、もしくは Bi の金属、金属酸化物または合金からなることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記複数のファイバを収容するチューブ内の前記 X 線遮蔽微粒子の占有率が 0.5 % 以 50

上5%以下であることを特徴とする請求項11に記載の内視鏡。

【請求項13】

前記撮像部がカラー画像を撮像することを特徴とする請求項12に記載の内視鏡。

【請求項14】

前記ファイバのコアガラスは、

(B11) B_2O_3 : 0 ~ 2.0 wt%、(C1) ($BaO + SrO + La_2O_3 + Lu_2O_3 + Ta_2O_3 + Gd_2O_3 + WO_3$) : 39 ~ 46 wt%、(D1) ZnO : 4 ~ 16 wt%、(H1) ($Na_2O + K_2O$) : 4 ~ 10 wt%、(I1) Sb_2O_3 : 0.001 wt% ~ 0.010 wt%、(J1) ($Na_2SO_4 + K_2SO_4$) : 0.32 ~ 0.78 wt%の組成を有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、ライトガイドを有する内視鏡、特に鉛フリーガラスからなるライトガイドを有する内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

医療内視鏡は暗い体腔内を観察するために被写体を照明する必要がある。このため、光源装置が発生した光を、内視鏡の挿入部先端部に配設された照明部まで導光するためにライトガイド(LG)が用いられる

20

ライトガイドは、多数の光ファイバを束ねた構成を有している。図1に示すように個々のファイバ10は光を透過するコア11と、コア11の外周部に設けられている、光がコア側面から外へ漏れないように反射するクラッド12と、から構成されている。そして、コア11には高屈折率ガラスが、クラッド12にはコア11よりも屈折率の低いガラス、が用いられている。

【0003】

通常、LG用のコアガラスには、鉛を含む、いわゆる鉛ガラスが使用されている。これは、鉛ガラスは、価格の安さ、ファイバ製造のしやすさ、透過率の良さなどの利点があるためである。近年、環境問題に対応のため、鉛を使用しないガラス(以下、「鉛フリーガラス」ともいう。)が開発されている。例えば、日本国特開2004-256389号公報、日本国特開2004-277281号公報には、アルミノシリケート鉛フリーガラスが開示されている。

30

【0004】

ここで、医療内視鏡では白色光を用いた通常光観察だけでなく、照射光の波長特性を利用した種々の特殊光観察が行われる。例えば、狭帯域光観察(NBI: Narrow Band Imaging)は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された2つの波長、例えば390nm ~ 445nmの第1波長帯の照明光と、530nm ~ 550nmの第2波長帯の光を照射し、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様の強調表示することによって腫瘍組織を容易に見分ける方法であり、青色光領域の画像情報が非常に重要である。

【0005】

40

また、医療内視鏡の一部の機種、例えば小腸、大腸、胆膵、または腎盂尿管用の内視鏡では、体内に挿入された内視鏡の位置を確認するためにX線を照射する場合がある。従来、鉛フリーガラスLGをX線照射される内視鏡に使用すると、鉛フリーガラスLGはX線耐性が悪くコアガラスが着色するため光量が減少する。そして、従来、鉛フリーガラスLGでは着色があまり回復しない。このため、医師が従来、鉛フリーガラスLGを有する内視鏡を使用した場合には観察・診断・処置が適切に行いにくくなることを第一の課題として挙げることができる。

【0006】

すなわち、後述するように、例えば、従来、鉛フリーガラスLGを搭載したXe光源を使った内視鏡模擬試験において、X線照射前の光量を100%としたときにX線照射/回

50

復処理後の光量は30～60%であり、更に強いX線照射試験条件では、それ以下となる。また、特に青領域での光量低下が大きいため照射光のスペクトルが大きく変化してRGBのバランスが大きく狂うため、演色性が悪くなる。X線照射による光量低下および演色性悪化は、医師が内視鏡を使用した場合に観察・診断・処置が適切に行いにくくなるレベルであると発明者は推測し、課題と認識した。

【0007】

次に分光的観察（特殊光観察）では、照射光の波長域を絞るため光量が少なくなるため、より明るい照射光をLGに入射する必要がある。しかし、従来の鉛フリーガラスLGは、X線照射による青色領域での着色が緑および赤領域に比べて大きいため、内視鏡画像のノイズが大きくなり分光的観察・診断・処置が適切に行いにくくなるレベルであると発明者は推測し、第二の課題と認識した。

10

【0008】

なお、鉛含有ガラスLGでも、X線照射により光量が減少する。しかし光源からの白色光が内部を透過するときに着色が比較的速やかに回復するため、医師が内視鏡を使用した場合に内視鏡による観察等に行いにくくなるほど内視鏡画像が暗くなってしまうという課題は顕在化していなかった。

【0009】

ここで、光量減少に対する対策としてLGのファイバ本数を増やすことも考えられる。しかし、内視鏡の細径化は患者の苦痛を減らすために必要であり、所定の外径を保ったままX線耐性の向上を行う必要がある。

20

【0010】

なお、日本国特開2009-7194号公報には、希土類酸化物を含み、放射線遮蔽能力を有する鉛フリーガラスが開示されている。更に、原子力発電所等の強い放射線被曝環境下で使用される通信ファイバについては、耐放射線特性を高めるためにCH基またはOH基を含有した石英系光ファイバが使用されている。更に、日本国特開昭59-128501号公報には、中性子を含む高放射線環境下で使用する石英を主体とする広帯域光ファイバの外周部に金属コートが被覆することが開示されている。しかし、かかるファイバはNAが小さいこと、 10^4 Gyレベルの極めて高い被曝量を目標としているために高価であること、かつ可視光域の光透過特性は考慮されていないこと、から医療内視鏡に適用は困難であった。

30

【0011】

更に、日本国特開2011-116621号公報には、内視鏡用のライトガイド用ガラスが開示されている。

【0012】

本発明の実施形態は、X線耐性に優れた内視鏡を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の一態様の内視鏡は、先端部に撮像部および照明部を有する挿入部と、前記挿入部の内部を挿通し、基端部側に接続される光源装置からの照明光を前記照明部まで導光する、開口率(NA)が0.46～0.90であるライトガイドと、を具備し、前記ライトガイドが鉛を含まないガラスからなるファイバを有し、2.5 GyのX線照射後に64ルーメン/mm²の光を600分導光する回復処理を行うX線耐性試験後の380nm～750nmの光量が前記X線耐性試験前の前記光量の68%以上であり、かつ、(380nm～470nmの光量/470nm～580nmの光量)である青色光量比が、前記X線耐性試験前の前記青色光量比の60%以上である。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】ライトガイドファイバの構造を説明するための図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡を具備する内視鏡システムの構成図である。

50

【図 3】ファイババンドルの構造を説明するための図である。

【図 4】第 1 実施形態の内視鏡のライトガイドの光量測定方法を説明するための図である。

【図 5】第 1 実施形態の内視鏡のライトガイドの X 線耐性試験方法を説明するための図である。

【図 6】第 1 実施形態の内視鏡の光量測定方法を説明するための図である。

【図 7】第 1 実施形態の内視鏡の X 線耐性試験方法を説明するための図である。

【図 8】第 2 実施形態の内視鏡の X 線遮蔽部材を説明するための図である。

【図 9】第 2 実施形態の内視鏡の X 線遮蔽部材を説明するための図である。

【図 10】第 3 実施形態の内視鏡のライトガイドを説明するための図である。

10

【図 11】第 4 実施形態の内視鏡のライトガイドファイバを説明するための図である。

【図 12】第 5 実施形態の内視鏡のライトガイドを説明するための断面図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

< 第 1 実施形態 >

図 2 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡 1 を具備する医療用の内視鏡システム 20 は、画像信号を処理するプロセッサ 21 と、内視鏡画像を表示するモニタ 22 と、使用者が使用条件等を設定するための入力部 23 と、光源装置 24 と、を具備する。

【0016】

内視鏡 1 は、先端部 32 にカラー内視鏡画像を撮像する撮像部 33 および照明部 34 を有する挿入部 31 と、挿入部 31 の内部を挿通し、基端部側のライトガイドコネクタ 35 を介して接続される光源装置 24 からの照明光を照明部 34 まで導光するライトガイド 13 と、CCD 等を有する撮像部 33 とプロセッサ 21 とを接続する電子コネクタ 36 と、を具備する電子内視鏡である。

20

【0017】

なお、内視鏡 1 は、390 nm ~ 445 nm の第 1 波長帯の照明光と、530 nm ~ 550 nm の第 2 波長帯の照明光とを用いた特殊光 (NBI) 観察が可能である。

【0018】

例えば、挿入部 31 は LG 13 に加えて、屈曲性を適度に保つため外周部に厚さ 0.2 mm の SUS 304 からなるフレックスおよび蛇管等を有し、外径は 15 mm である。低侵襲化のために挿入部 31 の細径化は重要であり、そのためライトガイド 13 の直径も後述するように、例えば径 1.8 mm と細径化されている。

30

【0019】

< ファイバの製造方法 >

ここで、ライトガイドファイバの製造方法について簡単に説明する。すでに説明したようにライトガイドファイバ 10 は、光を透過する高屈折率ガラスからなるコア 11 の外周部に光がコア側面から外へ漏れないように反射する低屈折率ガラスからなるクラッド 12 を有する。

【0020】

ライトガイドファイバ 10 の製造方法としては例えばプリフォーム法がある。プリフォーム法においては、最初に、クラッド径およびコア径の大きなプリフォームがロッドインチューブ法または二重ルツボ法等で作製される。ロッドインチューブ法はクラッドガラスからなるチューブの中空部にコアガラスからなるロッドを挿入し、電気炉等によりガラスの外周部から加熱して可撓性を付与し、紡糸、すなわち加熱し引き伸ばす、ことにより、所望の径のファイバ 10 を得る。二重ルツボ法は、コアガラスを熔融するルツボと、その周りにクラッドガラスを熔融するルツボ、すなわち二重ルツボを設置し、熔融したコアガラスを押し出すノズルの周囲に熔融したクラッドガラスを押し出すノズルを配置し、熔融したコアガラスとクラッドガラスとを同時に各ノズルから引き出して紡糸することにより、所望の径のファイバ 10 を得る。

40

【0021】

50

なお、クラッドガラスには以下に示す条件が要求される。それは、(1)屈折率 n_d がコアガラスよりも小さい。(2)化学的耐久性が良い。(3)熱膨張係数()がコアガラスと近い値である。(4)ファイバ線引き時にガラスに結晶が析出しない。(5)コアガラスとの融着性が良い。等である。

【0022】

このためクラッドガラス材料としては、公知の鉛フリーガラスの中から、後述の実施形態のコアガラスとの相性を考慮した上で選択されるが、例えば、 SiO_2 : 41 ~ 46 重量%、 B_2O_3 < 14 重量%、 Al_2O_3 < 10 重量%、 Na_2O < 11 重量%、 K_2O < 14 重量%、 Li_2O < 1.5 重量%、 F < 0.2 重量%、および慣用量の清澄剤を含む組成のガラスを用いることができる。

10

【0023】

医療内視鏡は暗い体腔内を観察するために被写体を照明する必要がある。このため、光源装置が発生した光を、内視鏡の挿入部先端部に配設された照明部まで導光するためにライトガイドが用いられる。医療内視鏡に用いられるライトガイドでは、体内を広く照明する必要があるため NA が 0.55 ~ 0.90 程度と通信用ファイバ等に比べ大きな NA が必要とされる。例えば、コアガラスの屈折率 n_d が 1.56 ~ 1.74 が必要であり、クラッドガラス材料は、それよりも屈折率の小さい材料、例えば屈折率 n_d が 1.47 ~ 1.52 のガラスが選択される。

【0024】

<測定方法>

20

次に、光量およびX線耐性試験の方法について説明する。測定にはファイババンドルであるLG単体と、LGを実装した内視鏡の両方を用いた。最初にLG単体測定について説明する。

【0025】

LG単体測定には、直径30.0 μm のファイバ2800本の表面にシリコンオイルを塗布し、厚さ0.1 mmのシリコンチューブ内に充填し作製した、直径1.8 mm、長さ1 mの、図3に示すファイババンドル(LG13)を用いた。

【0026】

図4に示すように、光量測定では、LG13の一方の端部が光源装置24に接続され、他方の端部が積分球40に挿入される。光反射率が高く高拡散性の内壁を有する積分球40はLG13からの照明光を均一化し、光量計41に導光する。光源装置24はキセノンランプを光源とし、64ルーメン/ mm^2 の光量が発生する。すなわち、LG13内を導光された光は、キセノンランプ光源と比視感度と同じ感度を持つ積分球40を介して光量計41において波長380 ~ 750 nmの光量の積分値(カウント数)が白色光(W)の積算光量として測定された。また、分光放射輝度計CS-1000(コニカミノルタセンシング製)により積分球40に入力した光を測定し、青色光(B)と、緑色光(G)と、赤色光(R)の各波長帯の光量の積分値が、各色光の積算光量として算出された。

30

【0027】

なお、本明細書においては、白色光(W)とは波長380 ~ 750 nmの光を、青色光(B)とは波長380 ~ 470 nmの光を、緑色光(G)とは波長470 ~ 580 nmの光を、赤色光(R)とは波長580 ~ 750 nmの光をいう。

40

【0028】

次に、図5に示すように、LG13を、渦巻状に巻いて照射台43の上のX線照射範囲44に置いた。そしてX線撮影装置42(管電圧 = 100 kV、管電流 = 2.0 mA、波長 = 0.05 nm ~ 0.3 nm)を用いX線源との間隔30 cmにて、照射量が2.5 Gy(グレイ)になるまで、X線が照射された。

【0029】

X線耐性試験では、X線照射後に回復処理が行われた。すなわち、X線照射後のLG13を、再度、光源装置24に接続し、64ルーメン/ mm^2 の照明光を600分導光する回復処理を行った。この回復処理は、より実際の内視鏡の使用環境に近いX線耐性を評価

50

するために行う処理である。

【0030】

すなわち、内視鏡1をX線照射下で使用するとき、ライトガイド13にはX線照射による着色と同時に光源から供給される光のエネルギーによる着色の回復も起こることを鑑みたものである。本評価方法は、例えば、X線照射量が、2.5 Gyと、通常の1回の手術等で照射される照射量の数百回分に相当するX線を一度に照射する加速試験である。このため、ガラスは強く着色し、回復処理の効果もガラス組成により差がある。しかし、X線耐性加速試験方法として妥当な方法であることは別途、確認されている。

【0031】

そして、X線照射前と回復処理後に、それぞれ白色光の積算光量を測定し、X線照射前の積算光量に対する回復処理後の積算光量をパーセントにて表示したものを「白色光X線耐性値：XR」として、X線耐性の尺度とした。なお、X線耐性値(XR)は小数点1桁で四捨五入した。このため、99.5%以上の場合には100%となる。

10

【0032】

白色光X線耐性値XRは、X線照射による波長380nm~750nmの白色光の積算光量の減少量を示す指標であり、100%であればX線照射による着色が完全に照射前まで回復したことを示し、70%であれば30%光量が減って暗くなったことを示す。

【0033】

なお、光量はLG13の透過率に比例するため、光量変化は着色によるLG13の透過率変化とみなすことができる。例えば光量10%変化は透過率10%変化に相当する。

20

【0034】

また、内視鏡による体内観察では演色性(Color Rendition)が重要であるために、白色光に加えて、緑色光および青色光についても光量変化を測定した。なお、青色光(波長380~470nm)の積算光量変化は、明るさを示す緑色光(波長470~580nm)の積算光量との比、(青色光(B)/緑色光(G))で評価し、X線耐性値XRを算出した。

【0035】

次に、LG13を実装した内視鏡1の測定方法について説明する。これは、LG単体測定に用いたLGと同じ製造方法で製造されたLGを内視鏡1に実装した模擬実装試験である。内視鏡1としては、大腸用内視鏡(長さ3.6m、先端外径15mm)および小腸用内視鏡(長さ3.6m、先端外径10mm)を用いた。

30

【0036】

図6に示すように、光量測定は、図4と同じシステムにて行った。すなわち、LGを模擬実装した内視鏡1のライトガイドコネクタ35を光源装置24に接続し、先端部32からの出射光の380nm~750nmのスペクトル光量を測定した。そして、W、B、Gの各色光の光量を算出した。次に、図7に示すように、内視鏡1の先端部32から1mの範囲にX線を照射した。X線照射量は大腸用内視鏡では2.5 Gy、小腸用内視鏡では1.4 Gyとした。その後、LG単体試験と同じ回復処理を行った後に、再度、光量測定を行った。

【0037】

更に、模擬実装試験では、実際に、白色光観察およびNBI観察を行い、内視鏡画像の明るさ/演色性を、測定者の主観にもとづき、「優」、「良」、「可」、「不可」の4段階で評価した。

40

【0038】

<第1実施形態~第3実施形態および比較例1、2>

ライトガイド13~13Bが鉛を含まない第1~3の組成のガラスからなるファイバを有する第1~3の実施形態の内視鏡1、1A、1B、ライトガイド13Xが第4の組成の鉛含有ガラスからなるファイバを有する比較例1の内視鏡1X、ライトガイド13Yが従来の第5の組成の鉛フリーガラスからなるファイバを有する比較例2の内視鏡1Yについて、X線耐性試験を行った結果を、表1に示す。なお、今回の検討で実施例と比較例に検

50

討した各LGの構成は以下の通りである。

【0039】

(表1)

項目	内視鏡1	内視鏡1A	内視鏡1B	内視鏡1C	内視鏡1D	内視鏡1E	内視鏡1X	内視鏡1Y
X線耐性改善手段	改良LG 68%	改良LG 91%	改良LG 100%	X線遮蔽LG (ブレード) 90%	X線遮蔽LG (Wゴム) 92%	X線遮蔽LG (粒子&コート) 80%	従来PbガラスLG 90%	従来PbフリーLG 33%
白色光XR	60%	80%	99%	80%	81%	71%	90%	40%
大腸用模擬 内視鏡	白色	良	優	良	良	可	良	不可
	NBI観察	良	優	良	良	可	優	不可
小腸用模擬 内視鏡	白色	良	優	良	良	可	良	不可
	NBI観察	可	良	優	良	可	優	不可

10

20

30

40

内視鏡1のLG13は、 SiO_2 : 34.0wt%、 B_2O_3 : 7.0wt%、 BaO : 27.0wt%、 La_2O_3 : 15.0wt%、 ZnO : 9.0wt%、 Na_2O : 3.7wt%、 Na_2SO_4 : 0.3wt%、 Sb_2O_3 : 0.03wt%のコアガラスと、 SiO_2 : 75.14wt%、 B_2O_3 : 10.07wt%、 Al_2O_3 : 1.06w

50

t %、CaO : 2.57 wt %、Na₂O : 11.16 wt %のクラッドガラスと、からなる。

【0040】

内視鏡1AのLG13Aは、SiO₂ : 40.03 wt %、B₂O₃ : 0 wt %、BaO : 26.87 wt %、La₂O₃ : 9.27 wt %、Ta₂O₃ : 3.00 wt %、ZnO : 12.08 wt %、Na₂O : 6.02 wt %、K₂O : 2.18 wt %、Na₂SO₄ : 0.32 wt %、Sb₂O₃ : 0.005 wt %、かつFeの含有量が0.40 ppm、Crの含有量が0.01 ppm、Coの含有量が0.01 ppm、Niの含有量が0.01 ppm、およびPtの含有量が0.20 ppmのコアガラスと、SiO₂ : 75.14 wt %、B₂O₃ : 10.07 wt %、Al₂O₃ : 1.06 wt %、CaO : 2.57 wt %、Na₂O : 11.16 wt %のクラッドガラスと、からなる。

10

【0041】

内視鏡1BのLG13Bは、SiO₂ : 36.40 wt %、B₂O₃ : 1.90 wt %、BaO : 26.87 wt %、La₂O₃ : 8.70 wt %、Ta₂O₃ : 4.99 wt %、ZnO : 6.03 wt %、Na₂O : 7.42 wt %、K₂O : 2.18 wt %、Na₂SO₄ : 0.50 wt %、Sb₂O₃ : 0.001 wt %、かつFeの含有量が0.40 ppm、Crの含有量が0.01 ppm、Coの含有量が0.01 ppm、Niの含有量が0.01 ppm、およびPtの含有量が0.00 ppmのコアガラスと、SiO₂ : 75.14 wt %、B₂O₃ : 10.07 wt %、Al₂O₃ : 1.06 wt %、CaO : 2.57 wt %、Na₂O : 11.16 wt %のクラッドガラスと、からなる。

20

【0042】

内視鏡1XのLG13Xは、SiO₂ : 72.2 wt %、PbO : 20.0 wt %、Al₂O₃ : 0.7 wt %、CaO : 1.2 wt %、Na₂O : 2.3 wt %、K₂O : 3.6 wt %のPb含有コアガラスと、SiO₂ : 71.9 wt %、B₂O₃ : 3.4 wt %、Al₂O₃ : 0.7 wt %、MgO : 5.2 wt %、CaO : 3.7 wt %、Na₂O : 14.5 wt %のクラッドガラスと、からなる。

【0043】

内視鏡1YのLG13Yは、SiO₂ : 43.4 wt %、B₂O₃ : 14.5 wt %、BaO : 23.5 wt %、La₂O₃ : 1.7 wt %、Al₂O₃ : 4.5 wt %、MgO : 5.2 wt %、Na₂O : 4.7 wt %、K₂O : 2.47 wt %、Sb₂O₃ : 0.03 wt %のコアガラスと、SiO₂ : 67.1 wt %、B₂O₃ : 10.1 wt %、Al₂O₃ : 3.2 wt %、ZnO : 5.2 wt %、BaO : 2.4 wt %、Na₂O : 7.2 wt %、K₂O : 4.8 wt %、のクラッドガラスと、からなる。

30

【0044】

ここで、ライトガイド13~13Bのコアガラスの屈折率ndは1.56~1.74と比較的高く、このため、ライトガイドは開口率(NA)が0.46~0.90と高い。

【0045】

開口率(NA)が前記範囲以上であれば、医療内視鏡の仕様の照射範囲を照射可能であり、前記範囲以下であれば光学系の設計が容易であり、かつ安価に製造することができる。

40

【0046】

すなわち、医療用内視鏡用のLG13は、体内を広く照明する必要があるため、通信用光ファイバなどに比べて大きい開口数NA、例えば0.55以上が必要である。一般的な用途のLGのNAは、0.62~0.66であり、高NAタイプでは0.72や0.87などのものがある。

【0047】

また、コアガラスの屈折率ndが前記範囲以上であれば、要求される開口率(NA)を得ることができ、前記範囲以下であれば光学系の設計が容易であり、かつ安価に製造することができる。

【0048】

50

一方、シリカを主成分としてアルカリやアルカリ土類などを含むクラッドガラスの屈折率 n_d は、1.47 ~ 1.52 である。

【0049】

そして、ライトガイド13 ~ 13のコアガラスは、屈折率 n_d が1.56 ~ 1.74 であり、以下の要件を満たしている。

【0050】

(A) $(SiO_2 + B_2O_3)$: 50 wt % 以下、(B) SiO_2 : 20 ~ 45 wt %、(C) B_2O_3 : 1 ~ 10 wt %、(D) $(BaO + SrO)$: 20 ~ 35 wt %、(D2) SrO : 0 ~ 15 wt %、(E) ZnO : 0 ~ 30 wt %、(F) R_2O_3 (Rは、La、Gd、Y、Lu)、または R_2O_5 (Rは、Ta、Nb)、から選ばれた1種以上 : 0.1 ~ 30 wt %、(G) Al_2O_3 : 0 ~ 10 wt %、(H) ZrO_2 : 0 ~ 8 wt %、(I) アルカリ金属酸化物 : 0 ~ 10 wt %、(J) Sb_2O_3 : 0 ~ 0.15 wt %、の組成を有する。Feの含有量が1.0 ppm以下、Crの含有量が0.1 ppm以下、Coの含有量が0.01 ppm以下、Niの含有量が0.1 ppm以下である。

10

【0051】

なお、ライトガイド13Aと13Bのコアガラスは、更に、以下の要件を満たしている。

【0052】

(A) SiO_2 : 20 ~ 55 wt %、(B1) B_2O_3 : 0 ~ 4.0 wt %、(B2) P_2O_5 、および GeO_2 を含まず、(C) $(BaO + SrO + La_2O_3 + Lu_2O_3 + Ta_2O_3 + Gd_2O_3 + WO_3)$: 25 ~ 72 wt %、(D) ZnO : 0 ~ 30 wt %、(E) Al_2O_3 を含まず、(F) ZrO_2 を含まず、(G) PbO 、および、 As_2O_3 を含まず、(H) $(Na_2O + K_2O)$: 0 ~ 15 wt %、(I) Sb_2O_3 : 0 ~ 0.050 wt %、(J) $(Na_2SO_4 + K_2SO_4)$: 0.26 ~ 1.63 wt %。

20

【0053】

更に、ライトガイド13Aと13Bのコアガラスは、Feの含有量が3 ppm以下、Crの含有量が0.03 ppm以下、Coの含有量が0.01 ppm以下、Niの含有量が0.02 ppm以下、およびPtの含有量が0.2 ppm以下である。

【0054】

なお、ライトガイド13Bのコアガラスは、更に、以下の要件を満たしている。

30

【0055】

(B11) B_2O_3 : 0 ~ 2.0 wt %、(C1) $(BaO + SrO + La_2O_3 + Lu_2O_3 + Ta_2O_3 + Gd_2O_3 + WO_3)$: 39 ~ 46 wt %、(D1) ZnO : 4 ~ 16 wt %、(H1) Na_2O および / または K_2O : 4 ~ 10 wt %、(I1) Sb_2O_3 : 0.001 wt % ~ 0.010 wt %、(J1) Na_2SO_4 および / または K_2SO_4 : 0.32 ~ 0.78 wt %。

【0056】

なお、上記記載を満たす不純物含有量であれば、例えば、日本国特開2011-116621号公報の実施例1 ~ 27、特に実施例22 ~ 27に開示の組成のコアガラスであっても、ライトガイド1Aと同様の特性を有するLGを作製することも可能である。

40

【0057】

クラッドガラスは、屈折率、コアガラスとの熱膨張係数の差、コアガラス/クラッドガラスの濡れ性、相互成分拡散をしにくい、などの項目により選択された。

【0058】

なお、表1に示したX線耐性値XRと実際の内視鏡画像観察における使用者の感覚との対応をとったところ、白色光の場合には、 $XR = 68\%$ が、明らかに暗くなると認識される許容下限値であった。これに対して、XRが89%以上ではあまり変化を感じさせることがなく、100%では、まったく変化が認識されなかった。

【0059】

なお、模擬実装試験の結果等から、演色性に関しては、腫瘍や血管の情報が含まれてい

50

る青色光強度が小さくなってしまいうために、X線耐性値：XRRは60%が、使用者が患部画像を再現性よく判断できる許容下限値であった。これに対して、XRRが80%以上では使用者がほとんど着色を感じる事がなく、XRRが90%以上ではまったく着色を感じる事がなかった。

【0060】

表1に示すように、従来の組成の鉛フリーガラスからなるファイバを有する比較例2の内視鏡1Yは、X線耐性が悪い。なお鉛含有ガラスからなるファイバを有する比較例1の内視鏡1XはX線耐性が良いが環境問題に対応していない。

【0061】

これに対して、実施形態の内視鏡1~1Bは、鉛フリーガラスLGを有しているが、X線耐性に優れている。

10

【0062】

すなわち、内視鏡1~1Bはライトガイドのファイバは、白色光X線耐性値XR(2.5GyのX線照射後に64ルーメン/mm²の光を600分導光する回復処理を行うX線耐性試験後の380nm~750nmの光の積算光量とX線耐性試験前の積算光量の比)が67%以上であり、かつ、X線耐性値XRR(380nm~470nmの光の積算光量/470nm~580nmの光の積算光量)で示される青色光量比と、X線耐性試験前の前記青色光量比との比)が60%以上である。

【0063】

更に、内視鏡1Aは、白色光X線耐性値：XRが89%以上でありX線耐性値XRRも80%以上である。更に、内視鏡1Bは白色光X線耐性値：XRが100%でありX線耐性値XRRも90%以上である。

20

【0064】

更に、LG13の開口率(NA)も内視鏡用としての仕様を満足する0.46~0.90である。更に実施形態の内視鏡1~1Bは、撮像部33が撮像したカラー内視鏡画像の演色性が劣化することがないため、適切な診断等が可能である。

【0065】

<第4実施形態>

次に第4実施形態の内視鏡1Cについて説明する。内視鏡1Cは、内視鏡1と同じガラス組成のLG13を有しており、類似しているために同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

30

【0066】

すでに説明したように、内視鏡1A、1Bは非常に優れた特性を有する。しかし、内視鏡1に比較するとLGの製造コストが高い。これは、内視鏡1では通常の光学ガラスの製造設備や製造プロセスと同じレベルで管理すればよいが、内視鏡1A、1Bで使われるLGは、不純物混入を避けるため、専用の炉や原料、製造プロセスを極めて高度な管理により必要とするためである。このため、比較的安価な内視鏡1のLGを用いての特性改善を検討した。

【0067】

図8に示すように、本実施形態の内視鏡1Cは、X線を遮蔽する可撓性のX線遮蔽部材であるフレックス14を有する。ここで、内視鏡1Cの挿入部31は外側からコーティング層19/樹脂層18/メッシュ17/フレックス14(外側フレックス14A/内側フレックス14B)からなり、挿入部31の内部は、LG13等が挿通される空洞となっている。

40

【0068】

すでに説明したように、強い放射線被曝環境下で使用される通信用光ファイバにX線遮蔽部材を用いることは公知である。しかし内視鏡においては挿入部31の細径化、生体安全性、カラー画像の演色性および可撓性保持等の観点から公知の通信用光ファイバ用遮蔽部材を、そのまま用いることは困難であった。

【0069】

50

ここで、内視鏡の挿入部 3 1 の外径について説明する。大腸用内視鏡では外径 10 ~ 13 mm が多く、最大のものでは 15 mm 程度である。小腸用内視鏡では外径 9 ~ 10 mm、尿管用内視鏡では外径 2.8 ~ 3.5 mm、胆道用内視鏡では外径 5 mm 前後である。内視鏡の外径が大きくなると患者の負担が増える。このため、例えば L G 1 3 外周部を厚い S U S 等で覆うなどの X 線遮蔽手段は、外径を維持することができないため用いることができない。

【 0 0 7 0 】

発明者は鋭意検討の結果、例えば 15 mm の医療用内視鏡に関して、観察や診断に支障のない X 線耐性を確保し、かつ患者負担減のために外径増加を 0.4 mm 以下に抑え、かつ工業的に現実的な価格で提供する手段を検討した。

10

【 0 0 7 1 】

内視鏡 1 C の L G 1 3 は、内視鏡 1 と同じ組成の鉛フリーガラス L G である。しかし、内視鏡 1 C では、挿入部 3 1 の外側フレックス 1 4 A として、厚さ 0.1 mm のタングステンリボンが使用されている。挿入部 3 1 の全長は 3.6 m であるが、先端部 3 2 から湾曲部にかけての 15 cm を除く基端部側の 3 m 45 cm の範囲に、タングステンリボンが外側フレックス 1 4 A として巻回されている。更に厚さ 0.1 mm の内側フレックス 1 4 B の材料も、Ni、Mo などの、より X 線遮蔽能力が高い成分が S U S 3 0 4 よりも、多く含まれる同じ厚さの S U S 3 1 0 L に変更されている。

【 0 0 7 2 】

表 1 に示すように、内視鏡 1 C の X 線耐性は、外側フレックス 1 4 A および内側フレックス 1 4 B が S U S 3 0 4 である内視鏡 1 Y (比較例 2) に比べると大きく改善している。

20

【 0 0 7 3 】

なお、X 遮蔽部材の形態としては、フレックス 1 4 に限られず、図 8 に示した挿入部 3 1 の網状管(メッシュ 1 7)、図 9 に示す挿入部 3 1 の可撓管(ブレード 1 4 C)などを遮蔽部材としてもよい。

【 0 0 7 4 】

すなわち、所定以上の X 線耐性を有するガラスからなる L G 1 3 と X 線遮蔽材料とを組み合わせることで、内視鏡外径を最小限に抑えつつ、より優れた X 線耐性特性を達成することができる。

30

【 0 0 7 5 】

また、ガラス組成等の変更だけでは所望の X 線耐性特性が得られなくとも、X 線遮蔽部材と組み合わせることにより、所望の X 線耐性特性を有する内視鏡を得ることも可能である。

【 0 0 7 6 】

X 線遮蔽材料は、V、Cr、Mn、Fe、Co、Ni、Cu、Zn、Ga、Zr、Sr、Y、Nb、Mo、Tc、Ru、Rh、Pd、Ag、In、Ba、Hf、Ta、W、Re、Os、Ir、Pt、Au、Bi、ランタノイド、アクチノイドから選ばれた少なくとも 1 つの金属元素を含む金属、酸化物、窒化物、化合物、混合物、合金を主成分とした材料からなる。一般的に物質の密度が高いほど X 線遮蔽能力が高くなる。従って、元素表における V I I I ~ I X 属を最大に、I V A 属から V B 属までの金属において X 線遮蔽が高く、5 周期、6 周期の元素が特に X 線遮蔽効果が高い。

40

【 0 0 7 7 】

例えば、4 周期の中では Ni が、もっとも X 線遮蔽の能力が高く、次いで Cu、Co、Fe の遮蔽能力が比較的高い。5 周期では全体的に 4 周期のものより X 線遮蔽能力が高く、Ru、Rh、Pd、などの遮蔽能力が比較的高い。6 周期では、全体的に 5 周期のものより X 線遮蔽能力が高く、W、Re、Os、Ir、Pt、Au の遮蔽能力が比較的高い。

【 0 0 7 8 】

ここで、実際の使用では、X 線遮蔽部材を内視鏡の基本機能を損なわずに設置することが必要である。また、化学的安定性、加工性、コストなどを鑑みて、総合的に適切な材料

50

を選ぶ必要がある。更に内視鏡の破損などにより生体と接触した場合を想定し、X線遮蔽部材は生体に安全な材料を選ぶ必要がある。

【0079】

これらの視点から、Tlなどの毒物およびThなどの放射線物質はX線遮蔽部材の選択対象から削除された。また、コストの点からは、Pt、Au、Irなどは高価なため工業的に使用範囲が限られる。Ag、Ba、SrなどではX線遮蔽能力がW、Ta、Biに比べて低いため、使用範囲が限られるが比較的安価である。Ba、Srなどは、硫酸化塩などの化合物も使用できる場合がある。

【0080】

特にW、Ta、もしくはBiの金属、金属酸化物または合金はX線遮蔽能力が高く、安全性とコストとのバランスが取れているため、内視鏡のX線遮蔽部材材料として特に好ましい。

10

【0081】

金属、金属化合物および合金はバルク状態では硬いため可撓性を付与する必要がある。このため、X線遮蔽部材として用いるためには、熱硬化型エラストマーまたは熱可塑性エラストマーなどのゴム状弾力性を有する材料に上記金属/金属成分を含有したり、金属をリボン状またはメッシュ状に成型したり、薄膜または微粒子の形態でLG13に付加したりする。

【0082】

すでに説明したように、例えば、タングステン金属からなるリボンの場合には、厚さは0.05~0.2mmが好ましい。前記範囲内であれば所望のX線遮蔽が可能であり、かつ可撓性が確保される。

20

【0083】

なお、Fe、Cr、Ni、Moなどを含んだSUSも、X線遮蔽効果を有するが、その効果は高くはない。しかし、SUSは、すでに説明したように内視鏡の屈曲性を適度に保つためにフレックス材料として使用されている。標準的に使われる使用されているフレックスはSUS304からなるが、SUS304よりもX線遮蔽能力の高いオーステナイト系のSUS310、SUS836、SUS890等を用いることにより、より高いX線遮蔽効果を得ることができる。

【0084】

また、X線遮蔽能力の高い前述した5周期、6周期の元素を含む高密度な材料、例えばW、TaまたはBiなどを高濃度で含む材料は一般的に剛性が高い。内視鏡の屈曲性を適度に保つために、高密度材料からなるX線遮蔽部材とSUS部材の2つの部材を組み合わせることでフレックス14として使用することも有効である。

30

【0085】

以上の説明のように、医療内視鏡では、X線遮蔽部材は材料選択だけでなく、X線を遮蔽する部分にあわせて、X線遮蔽能力と、低侵襲化と、コストと、のバランスをとることが重要である。更に医療内視鏡では公知の光ファイバでは問題とならなかった演色性の劣化防止等のために、X線遮蔽部材が及ぼす影響は非常に大きく、公知の強い放射線被曝環境下で使用される通信用光ファイバとは全く異なる取り組みが必要であった。

40

【0086】

<第5実施形態>

次に第5実施形態の内視鏡1Dについて説明する。内視鏡1Dは内視鏡1と同じガラス組成のLG13を有しており、類似しているために同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【0087】

図10に示すように、内視鏡1Dでは、X線遮蔽部材として、市販の比重11.6、厚さ0.2mmのタングステンゴムシートである樹脂シート14Dが挿入部31に巻回されている。樹脂シート14Dは、先端から湾曲部にかけての15cmの範囲には設けず、基端部側の約3m85cmの範囲に設けた。

50

【 0 0 8 8 】

表 1 に示すように、内視鏡 1 D は、X 線遮蔽材料がない内視鏡 1 Y (比較例 2) に比べ、X 線耐性が大きく改善している。また、樹脂シート 1 4 D に替えて、W を混入した 0 . 1 mm 厚のエチレンビニールゴムシート (比重 1 3 . 4) を用いても、略同様の結果が得られた。

【 0 0 8 9 】

また、シリコンチューブもしくはゴアテックス (登録商標) チューブなどの L G 被覆チューブ、湾曲部の被覆ゴム、軟性部の樹脂などの内視鏡用ゴム、または樹脂部材などを X 線遮蔽部材としてもよい。

【 0 0 9 0 】

なお、可撓性を有する X 線遮蔽部材として、ゴムなど屈曲耐性の高い材料を用いても大きく急激に曲がる湾曲部では劣化して破損する場合がある。しかし、緩やかに曲がる軟性部に配設するだけでも、適度な屈曲性と観察性能 (X 線耐性) とを両立することが可能である。

【 0 0 9 1 】

内視鏡に X 線遮蔽材料を配設する範囲は、X 線が照射される箇所だけでよい。すなわち、内視鏡の X 線照射される箇所は、主に挿入部 3 1 である。挿入部 3 1 は L G 1 3 が内蔵されている箇所でもあり、遮蔽効果部材を挿入部 3 1 に配設することで、挿入部 3 1 の内部に挿通された L G 1 3 の X 線被曝量を軽減することができる。

【 0 0 9 2 】

すなわち、L G の X 線耐性評価試験では、L G の全長に X 線を照射したが、実際の内視鏡では、挿入部 3 1 の先端から所定長さの範囲にだけ X 線が照射される。例えば、大腸用内視鏡では X 線照射範囲は、湾曲部 1 5 c m を含む 1 m 程度である。このため、湾曲部には X 線遮蔽部材を設けなくとも残りの約 8 5 c m に X 線遮蔽部材を設ければ、操作性を従来と同じに保つことができる。

【 0 0 9 3 】

なお X 線照射範囲は内視鏡により異なる。例えば、ある内視鏡では X 線被照射範囲が先端から 4 0 c m である。この内視鏡において X 線遮蔽部材を被覆する範囲を、2 4 c m、2 8 c m、3 2 c m と 3 通りに換えて X 線耐性試験を行った結果、遮蔽範囲 2 8 c m が、許容可能下限であった。すなわち、X 線被照射範囲に対して、X 線遮蔽部材を被覆する範囲が 7 0 % 以上あれば許容範囲であった。この結果から、X 線遮蔽部材は、X 線被照射長に対して 7 0 % 以上、好ましくは 8 5 % 以上の長さの挿入部 3 1 を被覆していればよい。

【 0 0 9 4 】

< 第 6 実施形態 >

次に第 6 実施形態の内視鏡 1 E について説明する。内視鏡 1 E は内視鏡 1 と同じガラス組成の L G 1 3 を有しており、類似しているために同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【 0 0 9 5 】

図 1 1 に示すように、内視鏡 1 E のバンドル径 1 . 9 5 mm のライトガイド 1 3 E の 2 8 0 0 本のファイバ 1 0 E は、それぞれが X 線遮蔽コーティング層 1 5 を有する。更に図 1 2 に示すように、ライトガイド 1 3 E は外径 3 0 . 5 μ m のファイバ 1 0 E の隙間に多数の X 線遮蔽微粒子 1 6 を有する。

【 0 0 9 6 】

酸化タンゲステン (W O) を大気圧プラズマ法により形成した X 線遮蔽コーティング層 1 5 の厚さは 1 μ m である。金属タンゲステンからなる X 線遮蔽微粒子 1 6 の直径は 0 . 0 1 ~ 1 μ m である。

【 0 0 9 7 】

ライトガイド 1 3 E の製造方法は以下の通りである。最初に、1 μ m の酸化タンゲステン膜を外周部に均一に成膜した 1 m 長の 2 8 0 0 本のファイバ 1 0 E の両端が仮固定される。仮固定されたライトガイドは、X 線遮蔽微粒子 1 6 が振りかけられた後に、両端が水

10

20

30

40

50

平方向に保持された状態で、上下に大きく振られる。X線遮蔽微粒子16の散布処理および加振処理を30回、繰り返すことにより、ライトガイド中に均一にX線遮蔽微粒子16が分散された。ライトガイドは、シリコンチューブに挿入された後、更に両端がステンレス筒（内径1.95mm、外径2.6mm）により接着剤で固定された。ライトガイド13Eのシリコンチューブ内における微粒子の占有率Pは0.75%であった。

【0098】

ここで微粒子占有率Pは、ライトガイド13Eをエポキシ樹脂に含浸し微粒子を固定した後、断面研磨を行い、断面を顕微鏡観察することにより算出した断面における占有率である。

【0099】

占有率(%) = (LG断面に含まれる微粒子の総面積 / LGバンドルの断面積) × 100

表1に示すように、X線耐性試験の結果、内視鏡1Eの白色光XRは80%であり、X線遮蔽部材を具備しない内視鏡1の白色光XR(68%)と比較すると、17%増加した。

【0100】

なお、X線遮蔽コーティング層15およびX線遮蔽微粒子16の材料としては、第5実施の形態で説明した各種の材料を用いることができる。X線遮蔽コーティング層15の厚さは、WO₃の場合、0.5μm以上であれば、内視鏡1の光量が10%以上増加する、すなわちX線遮蔽コーティング層15だけでも0.5μm以上であれば光量が110%以上となる効果が得られ、3μm以下であればライトガイドの可撓性を損なったりファイバが加工中に折れたりすることがない。

【0101】

またX線遮蔽微粒子16の占有率Pは、WO₃の場合、0.5%以上であれば効果があり、高いほどX線耐性値XRは増加し、5%以下であればライトガイドを曲げたときに折れることがない。

【0102】

なお、X線遮蔽コーティング層15の形成方法として電気めっき法、無電解めっき法、有機金属液塗布法、または有機金属ペースト塗布法等を用いてもよい。

【0103】

以上の説明のように、ファイバ10EがX線遮蔽コーティング層15を有し、更にファイバ10Eの隙間にX線遮蔽微粒子16を有するライトガイド13Eを具備した内視鏡1Eは、X線耐性が、より向上している。

【0104】

また、内視鏡1A、1Bは、ライトガイド13のガラス組成の選択により、内視鏡1よりも良いX線耐性特性を示しているが、内視鏡1C~1Eで説明した各種の構成を用いることにより更に高性能化することも可能である。

【0105】

本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

【0106】

本出願は、2010年10月12日に日本国に出願された特願2010-229986号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

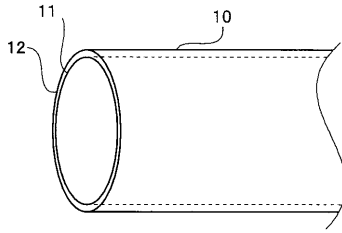
10

20

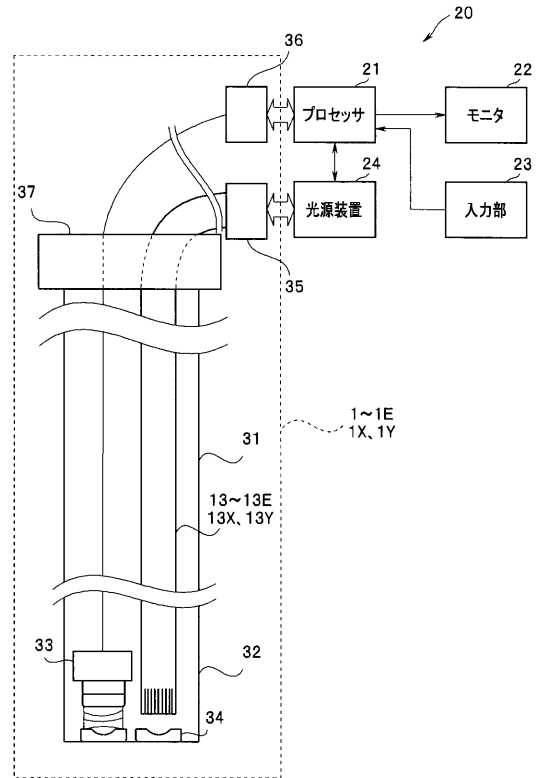
30

40

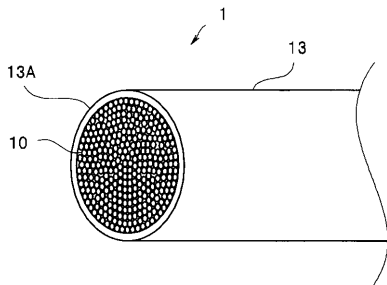
【 図 1 】



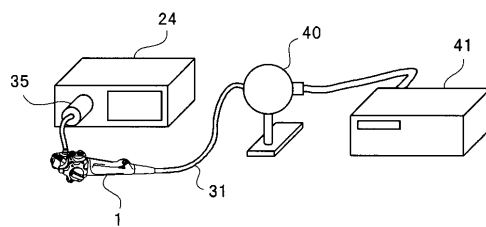
【 図 2 】



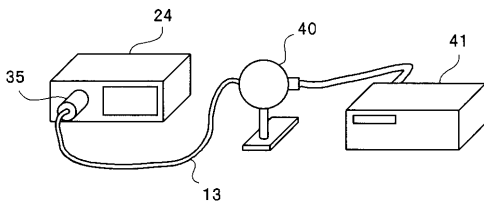
【 図 3 】



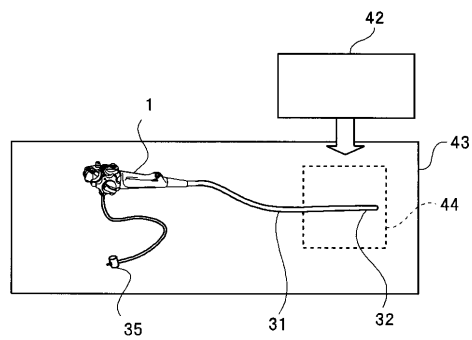
【 図 6 】



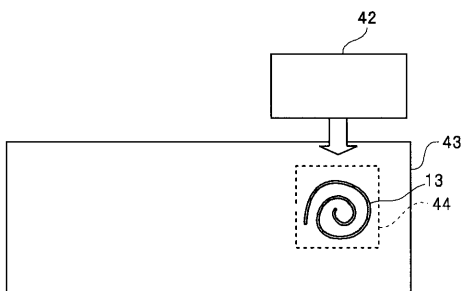
【 図 4 】



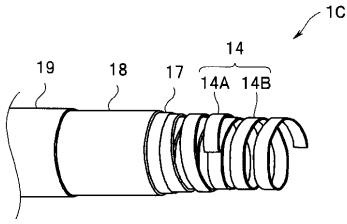
【 図 7 】



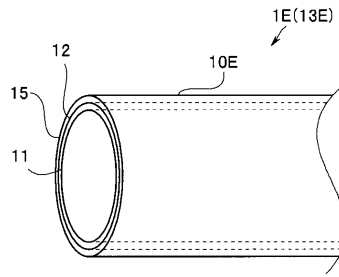
【 図 5 】



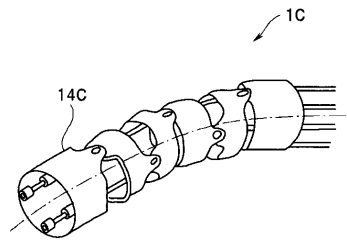
【 図 8 】



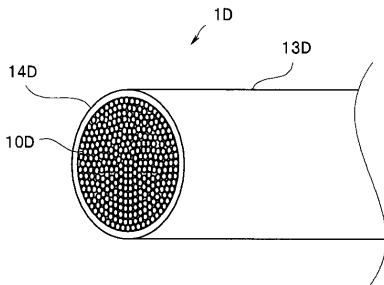
【 図 1 1 】



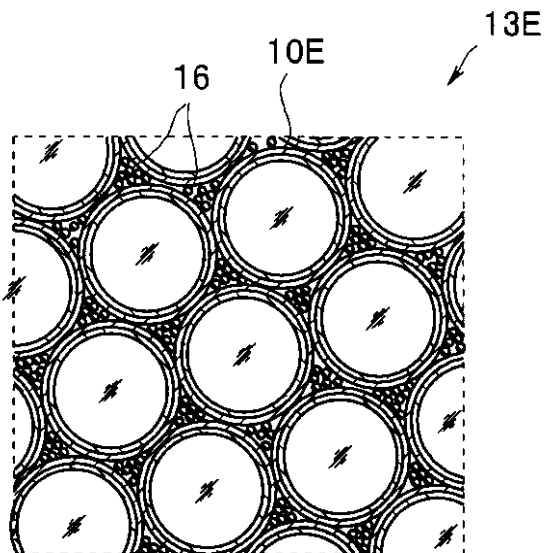
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



【手続補正書】

【提出日】平成24年4月12日(2012.4.12)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

本発明の一態様の内視鏡は、先端部に撮像部および照明部を有する挿入部と、前記挿入部の内部を挿通し、基端部側に接続される光源装置からの照明光を前記照明部まで導光する、鉛を含まないガラスからなる複数のファイバを有し、開口率(NA)が0.46~0.90であるライトガイドと、を具備し、前記ファイバのコアガラスは、屈折率ndが1.56~1.74であり、(A)SiO₂:20~55wt%、(B1)B₂O₃:0~4.0wt%、(B2)P₂O₅、およびGeO₂を含まず、(C)(BaO+SrO+La₂O₃+Lu₂O₃+Ta₂O₃+Gd₂O₃+WO₃):25~72wt%、(D)ZnO:0~30wt%、(E)Al₂O₃を含まず、(F)ZrO₂を含まず、(G)PbO、および、As₂O₃を含まず、(H)(Na₂O+K₂O):0~15wt%、(I)Sb₂O₃:0~0.050wt%、(J)(Na₂SO₄+K₂SO₄):0.26~1.63wt%、の組成を有する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0049

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0049】

そして、ライトガイド13~13Bのコアガラスは、屈折率ndが1.56~1.74であり、以下の要件を満たしている。

【手続補正3】

【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】

先端部に撮像部および照明部を有する挿入部と、
前記挿入部の内部を挿通し、基端部側に接続される光源装置からの照明光を前記照明部まで導光する、鉛を含まないガラスからなる複数のファイバを有し、開口率(NA)が0.46~0.90であるライトガイドと、を具備し、
前記ファイバのコアガラスは、屈折率ndが1.56~1.74であり、(A)SiO₂:20~55wt%、(B1)B₂O₃:0~4.0wt%、(B2)P₂O₅、およびGeO₂を含まず、(C)(BaO+SrO+La₂O₃+Lu₂O₃+Ta₂O₃+Gd₂O₃+WO₃):25~72wt%、(D)ZnO:0~30wt%、(E)Al₂O₃を含まず、(F)ZrO₂を含まず、(G)PbO、および、As₂O₃を含まず、(H)(Na₂O+K₂O):0~15wt%、(I)Sb₂O₃:0~0.050wt%、(J)(Na₂SO₄+K₂SO₄):0.26~1.63wt%、の組成を有することを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

2.5GyのX線照射後に64ルーメン/mm²の光を600分導光する回復処理を行うX線耐性試験後の380nm~750nmの光の積算光量が前記X線耐性試験前の前記積算光量の67%以上であり、かつ、(380nm~470nmの光の積算光量/470

nm ~ 580 nmの光の積算光量)で示される青色光量比が、前記X線耐性試験前の前記青色光量比の60%以上であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項3】

前記ライトガイドの内部または外部の少なくともいずれかに、X線を遮蔽する可撓性のX線遮蔽部材を有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。

【請求項4】

前記X線遮蔽部材が、X線被照射長に対して70%以上の長さの前記挿入部を被覆していることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡。

【請求項5】

前記X線遮蔽部材が、W、Ta、もしくはBiの金属、金属酸化物または合金からなることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡。

【請求項6】

前記複数のファイバのそれぞれが、表面にX線を遮蔽するX線遮蔽コーティング層を有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。

【請求項7】

前記X線遮蔽コーティング層が、W、Ta、もしくはBiの金属、金属酸化物または合金からなることを特徴とする請求項6に記載の内視鏡。

【請求項8】

前記X線遮蔽コーティング層の厚さが0.5μm以上3μm以下であることを特徴とする請求項7に記載の内視鏡。

【請求項9】

前記X線耐性試験後の前記ライトガイドの380nm~750nmの光の積算光量が、前記X線遮蔽部材を具備しない内視鏡の前記X線耐性試験後のライトガイドの前記積算光量の110%以上であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。

【請求項10】

前記複数のファイバの隙間にX線を遮蔽するX線遮蔽微粒子を有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡。

【請求項11】

前X線遮蔽微粒子が、W、Ta、もしくはBiの金属、金属酸化物または合金からなることを特徴とする請求項10に記載の内視鏡。

【請求項12】

前記複数のファイバを収容するチューブ内の前記X線遮蔽微粒子の占有率が0.5%以上5%以下であることを特徴とする請求項11に記載の内視鏡。

【請求項13】

前記撮像部がカラー画像を撮像することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項14】

前記ファイバのコアガラスは、
 (B1) B_2O_3 : 0 ~ 2.0 wt %、(C1) $(BaO + SrO + La_2O_3 + Lu_2O_3 + Ta_2O_3 + Gd_2O_3 + WO_3)$: 39 ~ 46 wt %、(D1) ZnO : 4 ~ 16 wt %、(H1) $(Na_2O + K_2O)$: 4 ~ 10 wt %、(I1) Sb_2O_3 : 0.001 wt % ~ 0.010 wt %、(J1) $(Na_2SO_4 + K_2SO_4)$: 0.32 ~ 0.78 wt %の組成を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/073402
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, C03C13/04(2006.01)i, G02B23/26 (2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04, C03C13/04, G02B23/26 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2004-256389 A (Carl-Zeiss-Stiftung), 16 September 2004 (16.09.2004), paragraphs [0002], [0010], [0038]; claim 19 & US 2004/0220038 A1 & EP 1452495 A2 & DE 10309495 A & DE 502004009403 D & AT 430117 T	1
A	JP 6-3536 A (Fujikura Ltd.), 14 January 1994 (14.01.1994), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 05 January, 2012 (05.01.12)		Date of mailing of the international search report 17 January, 2012 (17.01.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073402

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 172508/1981 (Laid-open No. 77304/1983) (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 May 1983 (25.05.1983), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 3 4 0 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, C03C13/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, C03C13/04, G02B23/26											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2004-256389 A (カールーツァイス-シュティフトゥング) 2004.09.16, 【0002】、【0010】、【0038】、請求項19 & US 2004/0220038 A1 & EP 1452495 A2 & DE 10309495 A & DE 502004009403 D & AT 430117 T	1									
A	JP 6-3536 A (株式会社フジクラ) 1994.01.14, 全文、全図 (ファミリーなし)	1 - 14									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 05.01.2012		国際調査報告の発送日 17.01.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 昭治	2Q 4077								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2011/073402

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	日本国実用新案登録出願56-172508号(日本国実用新案登録出願公開58-77304号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム (オリンパス光学工業株式会社) 1983.05.25, 全文、全図 (ファミリーなし)	1 - 14

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T, J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R, O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H, U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72) 発明者 菅 武志

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 江上 信次

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナル株式会社内

(72) 発明者 田邊 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナル株式会社内

(72) 発明者 宮田 昭人

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナル株式会社内

(72) 発明者 武智 匠哉

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナル株式会社内

(72) 発明者 赤井 正雄

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナル株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA11 GA02

4C161	AA00	BB00	CC06	DD03	FF46	JJ01	JJ06	JJ16	LL02	
4G062	AA06	BB01	DA04	DA05	DA06	DB01	DC01	DC02	DC03	DD01
	DE01	DE02	DE03	DE04	DF01	EA01	EB01	EB02	EB03	EB04
	EC01	EC02	EC03	EC04	ED01	EE01	EF01	EF02	EF03	EF04
	EF05	EF06	EF07	EG01	EG02	EG03	EG04	EG05	EG06	EG07
	FA01	FB01	FC01	FD01	FE01	FF01	FG01	FH01	FH02	FH03
	FH04	FH05	FH06	FH07	FJ01	FK01	FK02	FK03	FK04	FK05
	FK06	FK07	FL01	GA01	GB01	GB02	GB03	GC01	GD01	GE01
	HH01	HH03	HH05	HH07	HH08	HH09	HH11	HH13	HH15	HH17
	HH20	JJ01	JJ03	JJ04	JJ05	JJ07	JJ10	KK01	KK03	KK04
	KK05	KK07	KK08	KK10	MM02	NN01				

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JPWO2012050116A1	公开(公告)日	2014-02-24
申请号	JP2012518637	申请日	2011-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	木下博章 後藤篤史 秋山大輔 菅武志 江上信次 田邊誠 宮田昭人 武智匠哉 赤井正雄		
发明人	木下 博章 後藤 篤史 秋山 大輔 菅 武志 江上 信次 田邊 誠 宮田 昭人 武智 匠哉 赤井 正雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 C03C13/04 C03C4/00		
CPC分类号	G02B23/26 A61B1/0017 A61B1/0055 A61B1/07 C03C13/046 C03C25/107 C03C25/108 G02B23/2492		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/04.372 G02B23/26 C03C13/04 C03C4/00		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/GA02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/JJ16 4C161/LL02 4G062/AA06 4G062/BB01 4G062/DA04 4G062/DA05 4G062/DA06 4G062/DB01 4G062/DC01 4G062/DC02 4G062/DC03 4G062/DD01 4G062/DE01 4G062/DE02 4G062/DE03 4G062/DE04 4G062/DF01 4G062/EA01 4G062/EB01 4G062/EB02 4G062/EB03 4G062/EB04 4G062/EC01 4G062/EC02 4G062/EC03 4G062/EC04 4G062/ED01 4G062/EE01 4G062/EF01 4G062/EF02 4G062/EF03 4G062/EF04 4G062/EF05 4G062/EF06 4G062/EF07 4G062/EG01 4G062/EG02 4G062/EG03 4G062/EG04 4G062/EG05 4G062/EG06 4G062/EG07 4G062/FA01 4G062/FB01 4G062/FC01 4G062/FD01 4G062/FE01 4G062/FF01 4G062/FG01 4G062/FH01 4G062/FH02 4G062/FH03 4G062/FH04 4G062/FH05 4G062/FH06 4G062/FH07 4G062/FJ01 4G062/FK01 4G062/FK02 4G062/FK03 4G062/FK04 4G062/FK05 4G062/FK06 4G062/FK07 4G062/FL01 4G062/GA01 4G062/GB01 4G062/GB02 4G062/GB03 4G062/GC01 4G062/GD01 4G062/GE01 4G062/HH01 4G062/HH03 4G062/HH05 4G062/HH07 4G062/HH08 4G062/HH09 4G062/HH11 4G062/HH13 4G062/HH15 4G062/HH17 4G062/HH20 4G062/JJ01 4G062/JJ03 4G062/JJ04 4G062/JJ05 4G062/JJ07 4G062/JJ10 4G062/KK01 4G062/KK03 4G062/KK04 4G062/KK05 4G062/KK07 4G062/KK08 4G062/KK10 4G062/MM02 4G062/NN01		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010229986 2010-10-12 JP		

摘要(译)

内窥镜1包括：插入部31，其插入部31在其前端部32具有摄像部33和照明部34。以及通过插入部31的内部插入的导光体13，该导光体将来自连接至基端部侧的光源装置24的照明光导引至照明部34，该导光体的数值孔径为0.46~0.46。0.90，其中光导13包括由不含铅的玻璃制成的纤维10，以及在X射线耐性测试后的380至750 nm的光量，其中以600流明/mm²的导光的恢复处理为600 在进行2.5 Gy的X射线照射后，需要进行3分钟的试验，该时间不小于耐X射线试验之前的光量的67%，蓝色光量比为（光的积分为380至耐X射线试验后的470nm / 470~580nm的累计光量为耐X射线试验前的蓝色光量比的60%以上。

【图7】

