

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年7月27日 (27.07.2006)

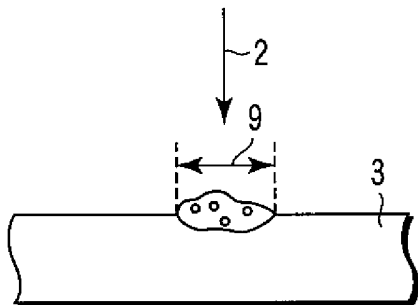
PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/077965 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) B23K 26/00 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01) C09K 11/00 (2006.01)
A61M 25/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/300848
- (22) 国際出願日: 2006年1月20日 (20.01.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2005-014292 2005年1月21日 (21.01.2005) JP
特願2005-033161 2005年2月9日 (09.02.2005) JP
特願2005-038017 2005年2月15日 (15.02.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP). オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 中村 充博 (NAKAMURA, Mitsuhiro) [JP/JP]. 松本 潤 (MATSUMOTO, Jun) [JP/JP]. 中村 剛明 (NAKAMURA, Takeaki) [JP/JP]. 山田 登 (YAMADA, Noboru) [JP/JP].
- (74) 代理人: 鈴江 武彦, 外(SUZUYE, Takehiko et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門1丁目12番9号 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ユーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告書
- 2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: ENDOSCOPE, MEDICAL APPLIANCE FOR ENDOSCOPE, AND METHOD FOR DISPLAY THEREOF

(54) 発明の名称: 内視鏡及び内視鏡用医療器具及びその表示方法



(57) Abstract: A colorant is added to a thermoplastic resin, a heat-curable resin or rubber for the formation of an endoscope (3), and a YAG or YVO₄ pulsed laser beam (2) with a wavelength of 355 nm, 532 nm, or 1064 nm is applied to a site, to which the colorant has been added, for color development to form signs including characters or symbols which are then displayed.

(57) 要約: 内視鏡 (3) を形成する熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムに着色剤を添加し、この着色剤を添加した部位に波長355 nm、532 nm又は1064 nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光 (2) を照射することにより発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する。

WO 2006/077965 A1

明 細 書

内視鏡及び内視鏡用医療器具及びその表示方法

技術分野

[0001] 本発明は、一般に人体の体腔内等の観察、検査、診断及び治療に用いられる内視鏡及び内視鏡用医療器具及びその表示方法に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡は、一般に人体の体腔内等に挿入し、人体の観察、検査、診断及び治療に用いられる。内視鏡は、体腔内等に挿入する挿入部と、この挿入部を操作する操作部とを有する。挿入部は、円筒状の可撓管により成る。挿入部には、例えば術者により体腔内等に挿入される長さを判断できるように距離目盛等の指標が付されている。操作部には、例えばメーカー名、ロゴ、製品名や、その他にボタン、レバーの機能の表示が付されている。

[0003] 内視鏡に表示を付す方法は、一般に、インクを使用し、墨入れ、パット印刷、スクリーン印刷、筆書き等の印刷方法を用いている。インクの種類は、例えばウレタン系やエポキシ系等のインクを使用する。例えば、特公昭61-241184号公報は、光硬化型インクを用いる方法を開示する。特開2003-88489号公報は、フッ素系インクを用いる方法を開示する。

[0004] 内視鏡は、一般に次の滅菌法により滅菌される。滅菌法は、例えばグルタルアルデヒド系の滅菌液、過酢酸を含む滅菌液、又は過酸化水素を含む滅菌液を用いた滅菌法を有する。滅菌法は、過酸化水素と低温プラズマを使用した滅菌法を有する。滅菌法は、オートクレーブ滅菌法を有する。

[0005] 内視鏡に対して滅菌を繰り返し実施すると、インクによる印刷では、印刷の変色、かすれ、基材樹脂等からの剥離が発生する。このため、印刷された指標、文字等の識別が困難になる。滅菌の実施に対して耐性のある基材樹脂がある。この基材樹脂の多くは、一般的に接着力に乏しく、インクとの密着性が悪く、インクが容易に剥離する。

[0006] 内視鏡においてインクにより印刷を行う下地は、例えばポリオレフィン系の樹脂やフ

ッ素系の樹脂等の材料である。この樹脂材料は、インクの密着性が悪く、印刷を困難とする。

[0007] 内視鏡は、洗浄の際に擦り洗いされることが多い。洗浄によって印刷がかすれるという問題もある。

[0008] インクの多くは、有機溶剤を含んでいる。インクの多くは、環境問題や作業員への安全性に対する問題を有する。インクを用いて印刷を行う作業工程は、印刷作業上、乾燥室やUV照射器等の付帯設備を必要とする、段取りに時間を要する、多数の印刷版を保有しなければならない等の問題を有する。

[0009] 最近の工業製品の表示は、レーザ光を照射して表示を付す方法を採用している。この方法は、例えばロットナンバー、ID番号の印刷によく使用される。特開平8-131448号公報は、内視鏡用処置具装置においてレーザマーキング等を用いてメーカー名、型番等を印刷することを開示する。特開2004-195030号公報は、内視鏡用医療器具に対してレーザマーキングを行い、劣化を生じにくい発色物を得る方法を開示する。

[0010] 特公昭62-59663号公報は、樹脂にレーザ光を照射してマーキングする方法を開示する。同公報は、エネルギー線によって変色可能な充填剤をプラスチックに混合して樹脂に印刷することを開示する。特公昭61-41320号公報は、染料とケイ素含有無機化合物又はケイ素を含有する合成物質の表面に対してレーザ光を曝し、マーキングすることを開示する。

発明の開示

[0011] レーザマーキングを用いて発色物を得る表示方法は、インクを用いた印刷物と比較してコントラスト、視認性の面で大きく劣る。このため、同表示方法は、表示物が見づらいという問題を有する。

[0012] 内視鏡の各部位には、インクを使用した印刷手法によってあらゆる各表示が付されている。例えば挿入部には、挿入長を認識するための目盛が付されている。操作部には、内視鏡を製造した製造者の名称(ロゴタイプ)や製品名が付されている。内視鏡の各部位にインクを使用しての印刷を行うと、内視鏡の製造では、多くの工数が掛かる。

- [0013] 例えば挿入部に目盛及び製造者の名称(ロゴタイプ)を印刷すれば、印刷の工数を削減することができる。目盛は、挿入部の軸に対して円周方向(ラジアル方向)に印刷する。製造者の名称(ロゴタイプ)は、挿入部の軸方向に沿って印刷する。このため、目盛と製造者の名称(ロゴタイプ)とは、デザイン上認識しづらい。
- [0014] 本発明の第1の局面に係る内視鏡及び内視鏡用医療器具は、少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成され、熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムに着色剤・充填剤を添加した部位を有し、この部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を備えた。
- [0015] 本発明の第2の局面に係る内視鏡及び内視鏡用医療器具は、少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーにより形成され、熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーに対して着色剤・発色剤・充填剤として10～80nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、カーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を備えた。
- [0016] 本発明の第3の局面に係る内視鏡は、螺旋管、網管及び外皮を同心円状に積層して形成した挿入部可撓管を有し、外皮上には、挿入部可撓管の軸方向に対して垂直方向に沿って挿入部可撓管の挿入長を認識するための第1の指標及びこの第1の指標とは異なる第2の指標が形成された。

図面の簡単な説明

- [0017] [図1]図1は本発明に係る内視鏡及び内視鏡用医療器具の第1の実施の形態に用いられるレーザーマーキング装置の概略構成図である。
- [図2]図2は同内視鏡及び内視鏡用医療器具に付される表示部のレーザーマーキングによる形成作用を示す模式図である。
- [図3]図3は同内視鏡及び内視鏡用医療器具に付される表示部を形成するためのパルスレーザー光のスキャンを示す模式図である。
- [図4]図4は同内視鏡及び内視鏡用医療器具に付される表示部のマーキング条件を

設定するためのマーキング結果を示す図である。

[図5]図5は同内視鏡及び内視鏡用医療器具に付される表示部のマーキング条件を設定するためのマーキング結果を示す図である。

[図6]図6は同内視鏡に付される各表示部を示す外観図である。

[図7A]図7Aは同内視鏡及び内視鏡用医療器具に付された表示部を示す図である。

[図7B]図7Bは従来の内視鏡及び内視鏡用医療器具に付された表示部を示す図である。

[図8]図8は本発明に係る内視鏡及び内視鏡用医療器具の第2の実施の形態により表示部が付された内視鏡を示す外観図である。

[図9]図9は同表示部が付された内視鏡における挿入部可撓管の縦断面図である。

[図10A]図10Aは同内視鏡に付された表示部と従来との比較を示す図である。

[図10B]図10Bは同内視鏡に付された表示部と従来との比較を示す図である。

[図11]図11は同内視鏡における挿入部可撓管の変形例を示す縦断面図である。

[図12]図12は本発明に係る内視鏡の表示方法の第3の実施の形態により表示部が付された内視鏡を示す外観図である。

[図13]図13は同内視鏡における目盛及び製造者の名称が形成された挿入部可撓管の外観図である。

[図14]図14は同内視鏡に各表示部を形成するためのレーザーマーキング装置の構成図である。

[図15]図15は同レーザーマーキング装置における集光光学系のフォーカス状態を示す模式図である。

発明を実施するための最良の形態

[0018] 以下、本発明の第1の実施の形態について図面を参照して説明する。

[0019] 図1は内視鏡及び内視鏡用医療器具にレーザーマーキングにより表示部を施すためのレーザーマーキング装置の概略構成図を示す。Qスイッチパルスレーザー光源(以下、パルスレーザー光源と称する)1は、例えば波長1064nmのパルスレーザー光2を出力する。パルスレーザー光源1は、例えばNd:YVO₄レーザー(以下、YVO₄レーザーと称する)を用いる。パルスレーザー光源1は、波長1064nmのパルスレーザー光2を出力するNd:

YAGレーザ(以下、YAGレーザと称する)を用いてもよい。YVO₄レーザ及びYAGレーザは、それぞれ半波長変換することにより波長355nm、532nmのパルスレーザ光2を出力することを可能とする。

- [0020] YAGレーザは、スキャンスピードによってピーク出力値が大きく変化する。一方、YVO₄レーザは、スキャンスピードの変化によってピーク出力値に小さな変化しか現れない。YAGレーザは、一般にマルチモードである。YVO₄レーザは、シングルモードである。シングルモードであれば、レーザマーキングにより得られる表示部は、コントラスト及び視認性の面で有利である。
- [0021] 内視鏡及び内視鏡用医療器具3は、レーザマーキングの対象物である。内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面に文字、記号を含む符号を表示する表示部が付される。この表示部を付すには、YVO₄レーザ、YAGレーザともに使用可能である。特にシングルモードのYVO₄レーザを用いるのが好適である。
- [0022] 内視鏡及び内視鏡用医療器具3は、少なくとも一部を熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成し、かつこれら熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムに着色剤・充填剤を添加した部位を有する。
- [0023] 内視鏡に使用される樹脂は、例えば各種エンジニアリングプラスチック、各種スーパーエンジニアリングプラスチック、各種熱可塑性樹脂からなる。具体的には、ポリオレフィン、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリカーボネート、アクリロニトリルブタジエンスチレン、ポリスチレン、ポリオキシメチレンアセタール、ポリアミドナイロン、ポリブチレンテレフタレート、ポリサルフォン、ポリエーテルサルフォン、ポリウレタン、ポリエステル、ノリル、ポリエーテルイミド、ポリエーテルニトリル、ポリエーテルエーテルケトン、ポリイミド、ポリフタルアミド、ポリフェニレンレーテル、ポリテトラフルオロエチレン等のフッ素系樹脂、熱可塑性ポリウレタン等の熱可塑性樹脂が挙げられる。
- [0024] 着色剤・充填剤は、例えばカーボンブラック、炭酸カルシウム、黒色鉄酸化物、チタンブラック又は二酸化チタンのうち少なくとも1つが添加されている。
- [0025] 熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにレーザマーキングを行う場合、パルスレーザ光源1から出力されるパルスレーザ光2の波長は、1064nm、532nm、355nmのいずれもレーザマーキング可能である。着色剤・充填剤が可視領域、紫外線領域

の波長に対して強い吸収帯を有する。これにより、パルスレーザー光2の波長は、低いレーザー出力値で、かつ内視鏡及び内視鏡用医療器具3にダメージを与えずに熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムの表面上にレーザーマーキング可能な532nm、355nmが好適である。1064nmを4分の1波長に波長変換して波長266nmのパルスレーザー光を照射することでも、良好な表示組成物を得ることができる。

- [0026] パルスレーザー光源1は、出力ミラー1aと高反射ミラー1bとを有する。出力ミラー1aと高反射ミラー1bとの間には、Qスイッチ1cが設けられている。Qスイッチ1cは、オン・オフ動作する。Qスイッチ1cのオン・オフ動作によってパルスレーザー光源1からは、パルスレーザー光2が出力される。
- [0027] XYスキャナ4がパルスレーザー光源1から出力されるパルスレーザー光2の光路上に設けられている。XYスキャナ4は、X軸スキャナ5及びY軸スキャナ6からなる。Y軸スキャナ6は、Y軸スキャンミラー6aを矢印A方向に揺動させ、パルスレーザー光源1から出力されたパルスレーザー光2をY軸方向にスキャンする。X軸スキャナ5は、X軸スキャンミラー5aを矢印B方向に揺動させ、Y軸スキャナ6によりY軸方向にスキャンされたパルスレーザー光2をX軸方向にスキャンする。
- [0028] f θ レンズ7がXYスキャナ4によりXY軸方向にスキャンされたパルスレーザー光2の光路上に設けられている。f θ レンズ7は、XYスキャナ4によりXY軸方向にスキャンされたパルスレーザー光2を内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面上にスポット光として集光する。
- [0029] コントローラ8は、パルスレーザー光源1のレーザー出力動作の開始及びその停止と、パルスレーザー光源1のレーザー出力値の制御と、Qスイッチ1cのスイッチング動作の制御と、XYスキャナにおけるX軸スキャナ5及びY軸スキャナ6の各スキャン動作の制御等を行う。
- [0030] 内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面上にレーザーマーキングにより付される表示部のコントラスト、視認性を向上させるためには、表示部における塗り潰し部分でのパルスレーザー光2の照射による発色部の密度を高くする必要がある。発色部の密度は、パルスレーザー光2のスポット径と、パルスレーザー光2のハッチング間隔と、パルスレーザー光2のQスイッチ周波数Qfと、パルスレーザー光2のスキャンスピードSpとに依存する

- 。
- [0031] 図2に示すようにパルスレーザー光2を内視鏡及び内視鏡用医療器具3に照射すると、内視鏡及び内視鏡用医療器具3におけるパルスレーザー光2の照射を受けた部分は、白色系に変色する。変色した部分は、発色部9となる。
- [0032] 図3に示すように例えば数字「1」等の文字、記号を含む符号を表示する表示部を付す場合について説明する。この場合、同図拡大図に示すように1パルス毎にパルスレーザー光2がXY軸方向にスキャンされる。これにより、1パルス毎の各パルスレーザー光2による複数の発色部9がXY軸方向に形成される。各発色部9は、それぞれ隣り合う各発色部9同士と重なり合うことがない。
- [0033] パルスレーザー光2の照射による各発色部9の密度を高くするには、パルスレーザー光2のスポット径 r 、パルスレーザー光2のハッチング間隔 h 、パルスレーザー光2のQスイッチ周波数 Qf 、パルスレーザー光2のスキャンスピード Sp 等のマーキング条件を各内視鏡及び内視鏡用医療器具3の材質毎に設定する。
- [0034] 次に、マーキング条件の設定について説明する。マーキング条件としてパルスレーザー光2の出力値、パルスレーザー光2のハッチング間隔 h 、スポット径 r 、 $f\theta$ レンズ7の大きさ、加工数などが設定される。図4及び図5は、パルスレーザー光2のスキャンスピード Sp とパルスレーザー光2のQスイッチ周波数 Qf とをそれぞれ変化させて例えば符号「□」をマーキングした結果を示す。
- [0035] マーキングした結果は、それぞれ各内視鏡及び内視鏡用医療器具3を形成する材質が異なる。各内視鏡及び内視鏡用医療器具3を形成する材質は、熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムと、着色剤・充填剤としての例えばカーボンブラック、炭酸カルシウム、黒色鉄酸化物、チタンブラック又は二酸化チタンのうち少なくとも1つとの組み合わせである。マーキング結果は、図4及び図5に限らず、マーキング条件及び内視鏡及び内視鏡用医療器具3を形成する材質を変えることにより複数取得できる。
- [0036] マーキング結果から分かるようにパルスレーザー光2のスキャンスピード Sp とQスイッチ周波数 Qf とを変化させることにより各符号「□」の白発色の濃淡が変化する。各符号「□」の白発色の濃淡の中からコントラスト、視認性の良否を判別する。白発色の一番よい符号「□」が選択される。

- [0037] しかるに、マーキング結果から表示部のコントラスト、視認性を向上させるに最適なマーキング条件が内視鏡及び内視鏡用医療器具3を形成する各材質毎に決定される。例えば、内視鏡及び内視鏡用医療器具3に形成される発色部9とその下地部とのコントラスト値が例えば「3」以上、明度60以上、色相 $-20 \sim +20$ 、彩度 $-10 \sim +10$ となるマーキング条件が決定される。
- [0038] この結果、マーキング条件は、次の通りに調整するのがよいと判明した。例えばパルスレーザー光2のスポット径 r は $5 \sim 100 \mu\text{m}$ 、パルスレーザー光2のハッチング間隔 h は $1 \sim 80 \mu\text{m}$ 、パルスレーザー光2のQスイッチ周波数 Qf は $0.1 \sim 100\text{kHz}$ 、パルスレーザー光2のスキャンスピード Sp は $1 \sim 3000\text{mm}/\text{sec}$ の各範囲で調整することである。特に、パルスレーザー光2のスポット径 r は $40 \mu\text{m}$ 以下、パルスレーザー光2のハッチング間隔 h は $30 \mu\text{m}$ 、パルスレーザー光2のQスイッチ周波数 Qf は 30kHz 、パルスレーザー光2のスキャンスピード Sp は $2 \sim 3000\text{mm}/\text{sec}$ 程度に調整するのが好適である。
- [0039] パルスレーザー光2のピーク出力値は、大きい方がよい。表示部のコントラスト、視認性を向上させるために内視鏡及び内視鏡用医療器具3を形成する材質との関係で、パルスレーザー光2のピーク出力値は、 $0.1 \sim 50\text{W}$ の範囲内に調整するのがよい。パルスレーザー光2の平均出力は、 $0.1 \sim 50\text{W}$ である。
- [0040] 内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面上に照射されるパルスレーザー光2のパルス幅は、小さいほど、よりコントラスト、視認性を向上させた表示部を付すことができる。これにより、パルスレーザー光2のパルス幅は、 $0.1 \sim 200\text{ns}$ の範囲内で調整する。特に、パルスレーザー光2のパルス幅 10ns が好適である。
- [0041] コントローラ8は、例えばパルスレーザー光2のスポット径 r ($=5 \sim 100 \mu\text{m}$)、パルスレーザー光2のハッチング間隔 h ($=1 \sim 80 \mu\text{m}$)、パルスレーザー光2のQスイッチ周波数($=0.1 \sim 100\text{kHz}$)、パルスレーザー光2のスキャンスピード($=1 \sim 3000\text{mm}/\text{sec}$)の各範囲で設定されたマーキング条件で、Qスイッチ1cのスイッチング動作と、XYスキャナ4におけるX軸スキャナ5及びY軸スキャナ6の各スキャンスピード Sp と、Qスイッチ1cのQスイッチ周波数 Qf とをそれぞれ制御する。
- [0042] 設定部9は、コントローラ8に対して例えばパルスレーザー光2のスポット径 r と、パルスレーザー光2のハッチング間隔 h と、パルスレーザー光2のQスイッチ周波数 Qf と、パルス

レーザ光2のスキャンスピード S_p とをそれぞれ設定する。

- [0043] 次に、上記の如く構成されたレーザマーキング装置を用いてのレーザマーキングについて説明する。
- [0044] 設定部9からコントローラ8には、マーキング条件が設定される。マーキング条件は、例えばパルスレーザ光2のスポット径 r として $5\sim 100\ \mu\text{m}$ 、パルスレーザ光2のハッチング間隔 h として $1\sim 80\ \mu\text{m}$ 、パルスレーザ光2のQスイッチ周波数 Q_f として $0.1\sim 100\text{kHz}$ 、パルスレーザ光2のスキャンスピード S_p として $1\sim 3000\text{mm}/\text{sec}$ である。特に、パルスレーザ光2のスポット径 r は $40\ \mu\text{m}$ 以下、パルスレーザ光2のハッチング間隔 h は $30\ \mu\text{m}$ 、パルスレーザ光2のQスイッチ周波数 Q_f は 30kHz 、パルスレーザ光2のスキャンスピード S_p は $2\sim 3000\text{mm}/\text{sec}$ 程度のマーキング条件が設定される。スキャンスピード S_p は $2000\text{mm}/\text{sec}$ でもよい。
- [0045] コントローラ8は、設定されたマーキング条件であるパルスレーザ光2のハッチング間隔 h 、パルスレーザ光2のQスイッチ周波数 Q_f 、パルスレーザ光2のスキャンスピード S_p に従ってQスイッチ1cのスイッチング動作と、X軸スキャナ5及びY軸スキャナ6の各スキャンスピード S_p と、Qスイッチ1cのQスイッチ周波数 Q_f とをそれぞれ制御する。
- [0046] パルスレーザ光源1からパルスレーザ光2が出力される。パルスレーザ光2は、Y軸スキャナ6によりY軸方向にスキャンされ、X軸スキャナ5によりX軸方向にスキャンされる。パルスレーザ光2は、 $f\theta$ レンズ7に入射する。 $f\theta$ レンズ7に入射したパルスレーザ光2は、スポット光として内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面上にスキャンされる。パルスレーザ光2のスポット径 r は、 $f\theta$ レンズ7により集光により $5\sim 100\ \mu\text{m}$ 、特に $40\ \mu\text{m}$ 以下に形成される。
- [0047] パルスレーザ光2が内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面上に照射されると、内視鏡及び内視鏡用医療器具3におけるパルスレーザ光2の照射を受けた部分は、図2に示すように白色系に変色し、発色部9を形成する。
- [0048] これと共に、パルスレーザ光2は、1パルス毎にXY軸方向にスキャンされる。これにより、図3に示すように複数の発色部9は、それぞれ隣り合う各発色部9同士と重なり合うことなくXY軸方向に形成される。このとき、パルスレーザ光2の照射による各発色部9の密度を高くするために、図3に示すようにパルスレーザ光2のハッチング間隔 h

が1~80 μ mに形成される。特にパルスレーザー光2のスポット径rは、40 μ m以下に形成される。パルスレーザー光2のハッチング間隔hは、30 μ mに形成される。この結果、内視鏡及び内視鏡用医療器具3の表面上に文字、記号を含む符号の表示部が付される。

[0049] 図6は内視鏡10の外観図を示す。内視鏡10は、挿入部可撓管11と、操作部12と、コネクタ部13と、操作部-コネクタ部接続管14とを有する。挿入部可撓管11は、被検体である人体の体腔内等に挿入される。挿入部可撓管11は、先端部11aと、湾曲部11bと、軟性部11cとを有する。先端部11aには、観察窓や照明窓などが形成されている。操作部12は、挿入部可撓管11を操作する。操作部12は、UD(アップ、ダウン)アングルノブやUDアングル解除ノブ、RL(右方向、左方向)アングルノブ、RLアングル解除ノブ、吸引ボタン、送気・送水ボタンなどを有する。

[0050] 内視鏡10における例えば挿入部可撓管11と、操作部12と、コネクタ部13とには、それぞれ各表示部15~20がレーザーマーキングにより付される。挿入部可撓管11には、白線指標を表示する表示部15と、ロゴタイプを表示する表示部16とが付される。白線指標15は、挿入部可撓管11の体腔内への挿入深さを計測するために付される。

[0051] 操作部12には、例えば内視鏡10の機種名やロゴタイプを表示する表示部17と、UDアングルノブやUDアングル解除ノブ、RLアングルノブ、RLアングル解除ノブなどの各アングルを表示する表示部18と、吸引ボタン、送気・送水ボタンなどの各ボタンを表示する表示部19とが付される。

[0052] コネクタ部13は、画像等の信号処理装置等に接続される。コネクタ部13には、例えばメーカー名やロゴタイプを表示する表示部20が付される。

[0053] 図7A、図7Bは本願発明と従来との比較を示す。図7Aは本願発明の内視鏡10に付された表示部15の一例を示す。図7Bは従来のレーザーマーキングにより付された表示部を示す。これら表示部の比較から本願発明の内視鏡10に付された表示部15の方が従来よりもコントラスト、視認性に優れていることが分かる。

[0054] 次に、表1を参照して各実施例1~6と従来例、比較例とについて説明する。

[表1]

- [0055] 各実施例1～6は、熱可塑性樹脂であるポリエステル樹脂により形成される内視鏡10にレーザマーキングを施した結果を示す。内視鏡10は、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成されたものでも同様の効果を得ることができる。
- [0056] 樹脂組成物は、ポリエステル樹脂100重量部に対して着色剤・充填剤の量を重量で表示している。各実施例1～6、比較例は、熱可塑性ポリエステル樹脂100重量部に対して着色剤・充填剤としてカーボンブラック1重量部、炭酸カルシウム0.1重量部、黒色鉄酸化物0.1重量部、二酸化チタン1重量部を添加し、当該着色剤を添加した熱可塑性ポリエステル樹脂にパルスレーザ光2を照射して白色の表示部を取得した結果を示す。これら実施例1～6は、パルスレーザ光2の照射条件を変えたときの各結果を示す。比較例は、従来行われているパルスレーザ光2の照射条件での結果を示す。
- [0057] パルスレーザ光2の照射条件は、レーザ種(レーザ光源1)としてのYAGレーザ、YVO₄レーザと、波長と、ハッチング間隔hと、スポット径rと、ピーク出力値と、平均出力と、パルス幅と、Qスイッチ周波数Qfと、スキャンスピードSpとである。
- [0058] 従来例は、白色の熱硬化性ウレタン系インクを用いて黒色の熱可塑性ポリエステル樹脂に白色の表示を施した結果を示す。
- [0059] この表からコントラスト及び視認性の評価結果が得られる。コントラストは輝度計により測定された結果である。視認性はインクによる印刷と比較した目視による評価結果である。コントラストは、各実施例1～6とも「3」以上が得られている。これに対して従来例のコントラストは、「3」以上となり、比較例のコントラストは「2」である。
- [0060] 視認性は、例えば4段階「1」～「4」で評価を行っている。段階「1」はインクに比べて遜色ない白発色性、極めて良好な視認性を有する。段階「2」はインクに比べて白発色性にやや劣るが、良好な視認性を有する。段階「3」はインクに比べて白発色性に劣り、不良な視認性を有する。段階「4」はほとんど識別できず、不良な視認性を有する。
- [0061] 同表に、従来例、比較例、実施例1～6の色をコニカミノルタ製色彩分光計にてJIS Z8729に記されている手法であるL^{*}a^{*}b^{*}表色計で明度L^{*}、色相a^{*}、彩度b^{*}を測色した結果を示す。L^{*}値が大きく、a^{*}、b^{*}が小さいほど白色である。この測定による

と、従来例のインクは、 L^* 値が大きく白色に優れている。実施例1～6は、 L^* 値が60以上を有しており、良好な視認性を有する。

[0062] 以上の評価結果から実施例1～6の各パルスレーザー光2の照射条件であれば、実施例1～6は、いずれも良好なコントラスト、視認性を有する。実施例1～6は、インクによる印刷物と比較しても遜色ないレーザーマーキングによる表示を得ることができる。これに対して従来のパルスレーザー光の照射条件(比較例)であれば、コントラストに劣り、不良な視認性であり、本願発明(実施例1～6)の方が優れていることが分かる。

[0063] このように上記第1の実施の形態によれば、内視鏡3を形成する熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムに着色剤を添加し、この着色剤を添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する。これにより、コントラスト「3」以上で、かつインクによる印刷物に比べて遜色ない白発色性、極めて良好な視認性を有する各表示部15～20を内視鏡10の表面に付すことができる。

[0064] 内視鏡10は、一般に、グルタールアルデヒド系の滅菌液、過酢酸を含む滅菌液、又は過酸化水素を含む滅菌液を用いた滅菌法、過酸化水素と低温プラズマを使用した滅菌法、又はオートクレーブ滅菌法により滅菌が施される。これら滅菌が施されても、内視鏡10に付した各表示部15～20は、剥離又は変色して見づらくなることはない。

[0065] 内視鏡10は、洗浄において擦り洗いされることが多いが、この洗浄によって各表示部15～20が擦れることもない。

[0066] レーザーマーキングにより内視鏡10に各表示部15～20を付す方法であれば、有機溶剤を含むインクを使用することはない。これにより、環境に影響を与えることなく、かつ作業員への安全性を向上できる。

[0067] レーザーマーキングは、内視鏡10に対して高速で各表示部15～20を付すことができる。これにより、内視鏡10を製造する高速ラインに設置することが可能である。

[0068] 内視鏡10の例えば挿入部可撓管11、操作部12及びコネクタ部13などの各部分は、人体の観察、検査、診断及び治療に用いたときに術者や体腔内等との接触の機会が多い。これら部分に各表示部15～20を付しても、各表示部15～20が変色した

り、擦れることもない。

- [0069] 従って、操作部12におけるUDアングルノブやUDアングル解除ノブ、RLアングルノブ、RLアングル解除ノブなどの各アングルを表示する表示部18や、吸引ボタン、送気・送水ボタンなどの各ボタンを表示する表示部19は、明瞭に確認できる。これにより、操作性が向上できる。特に挿入部可撓管11に付した各表示部15、16は、体腔内等に挿入されることにより体腔内と接触するが、この接触によって変色したり、かすれることはない。これにより、明瞭に距離目盛等の白線指標が確認でき、的確に体腔内等に挿入される長さが判断できる。
- [0070] なお、上記第1の実施の形態は、次のように変形してもよい。
- [0071] 上記一実施の形態では、熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成された内視鏡10にレーザマーキングを施した場合について説明したが、これに限らない。例えばステンレス等の金属材料にも明瞭なマーキングを行うことができる。
- [0072] 上記一実施の形態では、主に内視鏡10に各表示部15～20を付した場合について説明したが、これに限らない。内視鏡10と共に用いる内視鏡類としての内視鏡用医療器具として例えば生検鉗子、回転クリップ装置、高周波スネアなどの処置具にも熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムに着色剤を添加し、この着色剤を添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザ光を照射することにより発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示できる。
- [0073] 上記第1の実施の形態であれば、内視鏡10及び処置具等の内視鏡用医療器具を形成する熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムに着色剤を添加し、この着色剤を添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザ光を照射すれば、発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を付した内視鏡10及び処置具等の内視鏡用医療器具が製造できる。
- [0074] 内視鏡及び内視鏡用医療器具3は、少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成されている。熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムには、着色剤・充填剤を添加した部位を有する。この部位に波長266nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザ光を照射する。これにより、内視鏡及び内視鏡用医療器具3は、パルスレーザ光を照射した部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示す

る表示部を備える。

- [0075] 次に、本発明の第2の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、図6と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。
- [0076] 図8は内視鏡10の外観図を示す。内視鏡10における例えば挿入部可撓管11と、操作部12と、コネクタ部13とには、それぞれ図1に示すレーザーマーキング装置のレーザーマーキングによって各表示部21、22、17～19、20が付されている。
- [0077] 例えば、挿入部可撓管11には、各表示部21、22が付されている。表示部21は、目盛(視認マーカ)23及びその数値24を表示する。目盛23は、挿入部可撓管11の体腔内への挿入深さを計測するために付されている。数値24は、挿入部可撓管11の挿入深さを表す。数値24は、例えば「1、2、3、…」とからなる。目盛23と数値24とは、それぞれ後述するように発色剤の発色により形成される。目盛23は、例えば挿入部可撓管11の長手方向に沿って10cm間隔(ピッチ)で、かつ幅1～10mmで形成されている。目盛23の間隔は、任意に設定可能である。表示部22は、ロゴタイプを表示する。
- [0078] 挿入部可撓管11に付される目盛23について図9に示す挿入部可撓管11の縦断面図を参照して説明する。挿入部可撓管11は、円筒状の螺旋管25を有する。螺旋管25の外周面に網状管26が形成されている。網状管26の外周面には、外皮27が形成されている。外皮27の外周面に被覆層28が形成されている。外皮27の外周面には、目盛23及び挿入深さを表す数値24(図2では不図示)が形成されている。
- [0079] 外皮27は、樹脂材料を主材料とする。外皮27は、樹脂材料にパルスレーザー光の照射により発色する着色剤・発色剤・充填剤としてのカーボンブラックを含有して形成されている。
- [0080] 外皮27を形成する樹脂材料は、可撓性(柔軟性)を有するものであればよい。具体的に樹脂材料は、特に限定されないが、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、エチレン-プロピレン共重合体、エチレン-酢酸ビニル共重合体(EVA)等のポリオレフィン、環状ポリオレフィン、変性ポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、ポリ塩化ビニリデン、ポリスチレン、ポリアミド、ポリイミド、ポリアミドイミド、ポリカーボネート、ポリ(4-メチルペンテン-1)、アイオノマー、アクリル系樹脂、ポリメチルメタクリレート、アクリロニト

リルーブタジエーンスチレン共重合体(ABS樹脂)、アクリロニトリルースチレン共重合体(AS樹脂)、ブタジエーンスチレン共重合体、ポリオキシメチレン、ポリビニルアルコール(PVA)、エチレンービニルアルコール共重合体(EVOH)、ポリエチレンテレフタレート(PET)、ポリブチレンテレフタレート(PBT)、ポリシクロヘキサントレフタレート(PCT)等のポリエステル、ポリエーテル、ポリエーテルケトン(PEK)、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK)、ポリエーテルイミド、ポリアセタール(POM)、ポリフェニレンオキシド、変性ポリフェニレンオキシド、ポリサルフォン、ポリエーテルサルフォン、ポリフェニレンサルファイド、ポリアリレート、芳香族ポエステル(液晶ポリマー)、ポリテトラフルオロエチレン、ポリフッ化ビニリデン、その他フッ素系樹脂、ポリスチレン系、ポリオレフィン系、ポリ塩化ビニル系、ポリウレタン系、ポリエステル系、ポリアミド系、ポリブタジエン系、トランスポリイソプレン系、フッ素ゴム系、塩素化ポリエチレン系等の各種可塑性エラストマー、ユリア樹脂、メラミン樹脂、キシレン樹脂、ポリエステル樹脂、エポキシ樹脂、フェノール樹脂、フラン樹脂、ポリブタジエン樹脂、ポリウレタン樹脂等の熱硬化性樹脂、天然ゴム(NR)、イソプレンゴム(IR)、ブタジエンゴム(BR、1, 2-BR)、スチレンーブタジエンゴム(SBR)等のブタジエン系ゴム、クロロプレンゴム(CR)、ブタジエンーアクリロニトリルゴム(NBR)等のジエン系特殊ゴム、ブチルゴム(IIR)、エチレンープロピレンゴム(EPM、EPDM)、アクリル系ゴム(ACM、ANM)、ハロゲン化ブチルゴム(X-IIR)等のオレフィン系ゴム、ウレタンゴム(AU、EU)等のウレタン系ゴム、ヒドリンゴム(CO、ECO、GCO、EGCO)等のエーテル系ゴム、多硫化ゴム(T)等のポリスルフィド系ゴム、シリコーンゴム(Q)、フッ素ゴム(FKM、FZ)、塩素化ポリエチレン(CM)等の各種ゴム又はこれらを主とする共重合体、ブレンド体、ポリマーアロイ等が挙げられる。これらのうちの1種又は2種以上を組み合わせる用いることができる。

- [0081] これら樹脂材料の中でも、特にポリウレタン系、ポリスチレン系、ポリエステル系、ポリオレフィン系の熱可塑性エラストマー、ポリエチレン、ポリプロピレンであることが好ましい。これらポリウレタン系、ポリスチレン系、ポリエステル系、ポリオレフィン系の熱可塑性エラストマー、ポリエチレン、ポリプロピレンは、耐薬品性に優れる。これにより、内視鏡10に対して繰り返し施される洗浄、消毒、滅菌処理に対する耐久性を向上さ

せることができる。

- [0082] 外皮27の平均厚さは、挿入部可撓管11内に配設された内蔵物を保護可能である。挿入部可撓管11の可撓性・湾曲性を妨げないものであれば、外皮27の平均厚さは、特に限定されない。外皮27の平均厚さは、例えば100～3000 μm 程度であることが好ましい。外皮27の平均厚さは、200～1000 μm 程度であるのがより好ましい。
- [0083] 発色剤としては、カーボンブラックが用いられる。カーボンブラックは、100nm以上の粒径であると分散が不十分で発色ムラが出来やすい。これにより、カーボンブラックは、10～80nmの平均粒径を有する。より好ましくはカーボンブラックは、12～40nmの平均粒径を有する。カーボンブラックは、外皮27を形成する樹脂材料に対して0.001～25重量部の中で1～5部が好ましい。
- [0084] 着色剤としては、黒色鉄酸化物やチタンブラックが好ましい。白色度を増加させるために着色剤としては、二酸化チタンや炭酸カルシウムが好ましい。
- [0085] それ以外の添加剤としては、例えば無機充填材、滑剤、可塑剤、各種安定剤(例えば酸化防止剤、光安定剤、帯電防止剤、ブロッキング防止剤)、離型剤、難燃剤、カップリング剤、X線造影剤等が挙げられる。このうち滑剤としては、例えばスチアリン酸、ベヘン酸又はそれらのエステルや塩、カルナウバワックス、ポリエチレンワックス類、各種界面活性剤等が挙げられる。
- [0086] 目盛(視認マーカ)23の形成方法について説明する。目盛23は、発色剤を含有する外皮27の外表面の所定部位に対してパルスレーザー光を照射し、そのエネルギーによって発色剤を発色させることにより形成される。
- [0087] 照射するパルスレーザー光は、例えば炭酸ガスレーザー、He-Neレーザー、ルビーレーザー、半導体レーザー、アルゴンレーザー、エキシマレーザー、YVO₄レーザー、YAGレーザー等が挙げられる。これらレーザーは、パワーが大きく強力で外皮27を形成する樹脂材料の表面を溶かす作用もある。
- [0088] 熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにレーザーマーキングを行う場合、パルスレーザー光2の波長は、1064nm、532nm、355nmのいずれもレーザーマーキング可能である。
- [0089] 従って、パルスレーザー光源1としては、例えば波長1064nmのパルスレーザー光2を

出力するNd:YVO₄レーザ(以下、YVO₄レーザと称する)を用いる。パルスレーザ光源1は、波長1064nmのパルスレーザ光2を出力するNd:YAGレーザ(以下、YAGレーザと称する)を用いてもよい。これらYAGレーザ及びYVO₄レーザは、半波長変換することにより波長355nm、532nmのパルスレーザ光2を出力することが可能である。

- [0090] 熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーにレーザマーキングを行う場合、パルスレーザ光源1から出力されるパルスレーザ光2の波長は、1064nm、532nm、355nmのいずれもレーザマーキング可能である。
- [0091] 着色剤・発色剤・充填剤は、可視領域、紫外線領域の波長に対して強い吸収帯を有する。これにより、パルスレーザ光2の波長は、低いレーザ出力値で、かつ内視鏡10にダメージを与えずに熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーの表面上にレーザマーキング可能な532nm、355nmが好適である。パルスレーザ光2の波長は、波長1064nmを4分の1に波長変換して266nmの波長のパルスレーザ光2を照射することでも、良好な表示組成物を得ることができる。
- [0092] 次に、レーザマーキング装置を用いたレーザマーキングについて説明する。
- [0093] 設定部9からコントローラ8には、マーキング条件が設定される。マーキング条件は、例えばパルスレーザ光2のスポット径rとして5~100 μ m、パルスレーザ光2のハッチング間隔hとして1~80 μ m、パルスレーザ光2のQスイッチ周波数Qfとして0.1~100kHz、パルスレーザ光2のスキャンスピードSpとして1~3000mm/secの各範囲でマーキング条件が設定される。
- [0094] 特に、パルスレーザ光2のスポット径rが40 μ m以下、パルスレーザ光2のハッチング間隔hが30 μ m、パルスレーザ光2のQスイッチ周波数Qfが30kHz、パルスレーザ光2のスキャンスピードSpが2~3000mm/sec程度のマーキング条件が設定される。
- [0095] コントローラ8は、設定されたマーキング条件であるパルスレーザ光2のハッチング間隔h、パルスレーザ光2のQスイッチ周波数Qf、パルスレーザ光2のスキャンスピードSpでQスイッチ1cのスイッチング動作、XYスキャナ4におけるX軸スキャナ5及びY軸スキャナ6の各スキャンスピードSp、Qスイッチ1cのQスイッチ周波数Qfをそれぞれ

れ制御する。

- [0096] これにより、パルスレーザ光源1から出力されたパルスレーザ光2は、Y軸スキャナ6によりY軸方向にスキャンされ、X軸スキャナ5によりX軸方向にスキャンされてf θ レンズ7に入射する。f θ レンズ7に入射したパルスレーザ光2は、スポット光として内視鏡10の表面上にスキャンされる。このときのパルスレーザ光2のスポット径rは、f θ レンズ7により集光により5~100 μ m、特に40 μ m以下に形成される。
- [0097] パルスレーザ光2が内視鏡10における目盛23を形成しようとする外皮27の表面上に照射されると、外皮27は、白色系に変色する。パルスレーザ光2は、1パルス毎にXY軸方向にスキャンされる。これにより、スキャンによりパルスレーザ光2が照射された外皮27の部分が白色系に変色する。
- [0098] すなわち、パルスレーザ光2を照射する前、外皮27の外表面の色彩は、黒色を呈している。パルスレーザ光2を外皮27の外表面に照射すると、外皮27に含まれるカーボンブラックがパルスレーザ光2を吸収し、この照射部分に存在するカーボンが気化する。この段階での黒色成分が無くなる、或いは少なくなる。
- [0099] 外皮27の樹脂成分は、パルスレーザ光2を吸収し、光を熱変換する。このとき発生する熱は、熱可塑性樹脂の高分子を分解し発泡させる。これにより、発泡した部分とパルスレーザ光2が照射されない部分とでは屈折率が異なるため黒色とはならない。しかるに、パルスレーザ光2が照射された部分の外皮27の表面が乱反射するようになり、白色化する。この結果、内視鏡10に目盛23が形成される。
- [0100] 内視鏡10における例えば挿入部可撓管11と、操作部12と、コネクタ部13とには、目盛23及び数値24からなる表示部21の他に、各表示部22、17~19、20がレーザマーキングにより付される。各表示部22、17~19、20も内視鏡10における外皮27にパルスレーザ光2を照射し、外皮27の部分を白色系に変色することにより形成される。
- [0101] 図10A、図10Bは本発明と従来との比較を示す。図10Aは本発明の内視鏡10に付された表示部21の数値24一例を示す。図10Bは従来のものでレーザマーキングにより付された表示部を示す。これら表示部の比較から本発明の内視鏡10に付された表示部21の方が従来よりもコントラスト、視認性に優れていることが分かる。

[0102] 次に、表2を参照して各実施例「1」～「3」と従来例、比較例とについて説明する。

[表2]

表 2

	従来例	比較例	実施例「1」	実施例「2」	実施例「3」
表示方法	インク	レーザー	レーザー	レーザー	レーザー
可撓管樹脂	黒色熱可塑性 エラストマー	黒色熱可塑性 エラストマー	黒色熱可塑性 エラストマー	黒色熱可塑性 エラストマー	黒色熱可塑性 エラストマー
レーザー種		YAG	YAG	YV04	YV04
波長 (nm)		1064	1064	532	355
レーザーピーク出力		100	100	20	8
レーザースポット径		100	100	40	30
評価試験 A	○	×	○	○	○
評価試験 B	○	×	○	○	○
評価試験 C	○	×	○	○	○

[0103] 各実施例「1」～「3」及び比較例は、各表示部22、17～19、20の形成方法としてY

AG及びYVO₄ レーザからのパルスレーザー光の照射によるレーザーマーキングを用い、従来例はインクを用いた表示である。

- [0104] 各実施例「1」～「3」、比較例及び従来例は、それぞれ挿入部可撓管11の樹脂として黒色熱可塑性エラストマーを用いている。
- [0105] 各実施例「1」～「3」においてパルスレーザー光2の波長は、それぞれ1064nm、532nm、355nmである。比較例においてパルスレーザー光2の波長は、1064nmである。
- [0106] 各実施例「1」～「3」においてパルスレーザー光2のピーク出力は、それぞれ100[単位]、20[単位]、8[単位]である。比較例においてパルスレーザー光2のピーク出力は、100[単位]である。
- [0107] 各実施例「1」～「3」においてパルスレーザー光2のスポット径rは、それぞれ100 μ m、40 μ m、30 μ mである。比較例においてパルスレーザー光2のスポット径rは、100 μ mである。
- [0108] 次に、各実施例「1」～「3」におけるカーボンの平均粒径と組成配合とについて説明する。
- [0109] 実施例「1」は、可撓管樹脂組成配合であって、ポリオレフィンエラストマーを100重量部、20nm平均粒径のカーボンブラックを10重量部、5nm平均粒径の炭酸カルシウムを20重量部、0.5 μ mの平均粒径の黒色鉄酸化物を0.1重量部、0.1 μ mの平均粒径のチタンブラックを0.1重量部からなる。
- [0110] 実施例「2」は、ポリオレフィンエラストマーを100重量部、20nm平均粒径のカーボンブラックを3重量部、5nm平均粒径の炭酸カルシウムを20重量部、0.5 μ mの平均粒径の黒色鉄酸化物を1重量部、0.1 μ mの平均粒径のチタンブラックを0.1重量部からなる。
- [0111] 「実施例3」は、ポリオレフィンエラストマーを100重量部、20nm平均粒径のカーボンブラックを1重量部、7nm平均粒径の炭酸カルシウムを30重量部からなる。
- [0112] 従来例「1」は、実施例「1」と同様にして芯材を作製した後、この芯材の外周に、押出成形により発色剤を含有しないポリウレタン系熱可塑性エラストマー（ディーアイシーバイエルポリマー株式会社製、バンデックス）で構成される外皮（平均厚さ0.4mm）を被覆する。

- [0113] 次に、外皮の外表面にポリウレタン系塗料(インク)を印刷することにより目盛を形成する。これにより、挿入部可撓管を得ている。
- [0114] そして、この挿入部可撓管を用いて図8に示すような内視鏡10(上部消化管用内視鏡)を製造したものである。
- [0115] 「比較例」は、実施例「1」と同様にして芯材を作製した後、この芯材の外周に、押出成形により発色剤を含有しないポリウレタン系可塑性エラストマー(デーアイシーバイエルポリマー株式会社製、バンデックス)で構成される外皮22(平均厚さ0.4mm)を被覆する。
- [0116] 次に、外皮の外表面にYAG及びYVO₄レーザを用いてレーザ加工することにより凹凸部による目盛を形成する。これにより、挿入部可撓管を得た。この挿入部可撓管を用いて図8に示すような内視鏡10(上部消化管用内視鏡)を製造したものである。
- [0117] 次に、各実施例「1」～「3」、比較例、従来例で製造した各内視鏡10に対して行った各評価試験「A」「B」「C」について説明する。
- [0118] 評価試験「A」(白色度評価)は、各実施例「1」～「3」及び比較例で製造した各内視鏡10についてそれぞれ目盛23の白色度(L値)を、白色度計(日本電色工業株式会社製、NW-1)により測定し、以下の2段階の基準に従って評価した。表において「○」は60%以上、「×」は60%未満を示す。
- [0119] 評価試験「B」(視認性評価)は、各実施例「1」～「3」、比較例及び従来例で製造した各内視鏡10についてそれぞれ目盛23を目視により確認し、その視認性を以下の4段階の基準に従って評価した。表において「☆」は極めて良好、「○」は良好、「△」はやや不良、「×」は不良を示す。
- [0120] 評価試験「C」は、各実施例「1」～「3」と比較例で製造した各内視鏡10を、強酸性水使用の消毒装置を用いて、消毒(条件:pH2.5±0.2、酸化還元電位1100mV、有効塩素濃度50ppm)を300サイクル行った。300サイクル終了後、目盛付近を目視により確認し、以下の4段階の基準に従って評価した。
- [0121] 表において「☆」は目盛23が鮮明な状態を保ち、外皮27の劣化も認められない。「○」は目盛23が若干不鮮明となるが、外皮27の劣化は認められない。「△」は目盛23が不鮮明となり、目盛23付近の外皮27に荒れが認められる。「×」は目盛23が全く

確認できず、目盛23付近の外皮27の荒れが目立つことを示す。

- [0122] 表1に示す各実施例「1」～「3」から分かるように本発明のレーザーマーキングはいずれも優れた特性を示している。各実施例「1」～「3」で製造した各内視鏡10は、いずれも目盛23の白色度(L値)が高く、視認性も極めて良好である。又、各実施例「1」～「3」で製造した各内視鏡10は、評価試験「C」において消毒を300サイクル終了後においても目盛23の鮮明な状態が維持されていた。
- [0123] これに対して比較例で製造した内視鏡は、製造直後では、目盛23の白色度(L値)が低く、視認性も極めて良くない。評価試験「C」において消毒を300サイクル終了後には、エタノール拭き取りにより目盛23が剥離してしまった。
- [0124] このように上記第2の実施の形態によれば、熱可塑性エラストマーに対して10～80 nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、このカーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射する。これにより、カーボンブラックを添加した部位を発色させて目盛23及び数値24からなる表示部21、及び内視鏡10の機種名やロゴタイプ、各ボタンなどの各表示部22、17～19、20を形成する。この結果、レーザーマーキングによって、インクによる印刷と比べても遜色のない優れたコントラスト、視認性を有する明瞭な各表示部21、22、17～19、20を内視鏡10に付すことができる。
- [0125] 目盛23は、パルスレーザー光2の照射により発色剤が発色して形成されるので、それ自体、剥離、消失、退色等が生じ難い。
- [0126] 目盛23を印刷により外皮27の外表面に形成する場合にはインクの乾燥工程が必要である。本発明のレーザーマーキングであれば、インクの乾燥工程が不要であり、目盛23を短時間に形成することができるという利点も有する。
- [0127] なお、上記第2の実施の形態は、次のように変形してもよい。
- [0128] 図11は内視鏡10における挿入部可撓管29の縦断面図を示す。挿入部可撓管29は、上記第2の実施の形態で説明した挿入部可撓管11から被覆層28を無くしている。挿入部可撓管29における外皮27の外周面には、目盛23及び図11には図示しないが挿入深さを表す数値24が形成されている。
- [0129] 目盛23及び数値24は、上記第2の実施の形態と同様に、熱可塑性エラストマーに

対して10～80nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、このカーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより発色させて形成する。なお、内視鏡10には、目盛23及び数値24からなる表示部21の他に、上記第2の実施の形態と同様に内視鏡1の機種名やロゴタイプ、各ボタンなどの各表示部22、17～19、20が形成される。

- [0130] 内視鏡10における挿入部可撓管290等に形成した各表示部21、22、17～19、20であっても上記第2の実施の形態の効果と同様の効果を奏することは言うまでもない。
- [0131] 上記第2の実施の形態では、外皮27を単層としているが、これに限らない。外皮27は、半径方向の一部又は全部が複数の層の積層体で構成されるものであってもよい。この場合、少なくとも最外層は、上記第2の実施の形態で用いた外皮27の組成と同一組成に形成すればよい。
- [0132] 上記第2の実施の形態は、熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーにより形成された内視鏡10にレーザーマーキングを施した場合について説明したが、これに限らない。例えばステンレス等の金属材料にも明瞭なマーキングを行うことができる。
- [0133] 上記第2の実施の形態は、主に内視鏡10に各表示部21、22、17～19、20を付した場合について説明したが、これに限らない。内視鏡10と共に用いる内視鏡用医療器具として例えば生検鉗子、回転クリップ装置、高周波スネアなどの処置具にも熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーに着色剤・発色剤・充填剤として10～80nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、このカーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示できる。
- [0134] 本発明は、内視鏡10及び処置具等の内視鏡用医療器具を形成する熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーに着色剤・発色剤・充填剤として10～80nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、この

カーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する各表示部21、22、17~19、20を付した内視鏡10及び処置具等の内視鏡用医療器具を製造できる。

- [0135] 次に、本発明の第3の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、図6と同一部分には同一符号を付してその詳しい説明は省略する。
- [0136] 図12は内視鏡10の外観図を示す。内視鏡10には、例えば挿入部可撓管11と、操作部12と、コネクタ部13とにそれぞれ各表示部30、17~20がレーザーマーキングにより形成されている。レーザーマーキングは、挿入部可撓管11、操作部12、コネクタ部13にそれぞれレーザービームを照射する、又は挿入部可撓管11、操作部12、コネクタ部13にそれぞれ着色剤・発色剤・充填剤を含有させ、この着色剤・発色剤・充填剤を含有する部位にレーザービームを照射して発色剤の発色により形成する。
- [0137] 挿入部可撓管11には、表示部30が形成されている。表示部30は、体腔内への挿入深さを計測するための第1の指標としての複数の指標線(目盛、視認マーカ)31と、第2の指標として内視鏡を製造した製造者の名称(ロゴタイプ)32とを形成する。
- [0138] 複数の指標線31は、それぞれ挿入部可撓管11の軸方向に沿って所定の間隔毎に形成されている。各指標線31の間隔は、任意に設定可能である。各指標線31に沿って挿入深さを表す数値、例えば「1、2、3、…」を挿入部可撓管11に付してもよい。
- [0139] 図13は指標線31及び製造者の名称(ロゴタイプ)32が形成された挿入部可撓管11の外観図を示す。挿入部可撓管11は、円筒状の螺旋管33を有する。螺旋管33の外周面には、網状管34が被覆されている。網状管34の外周面には、外皮としての可撓性チューブ35が被覆されている。従って、挿入部可撓管11は、螺旋管33と網状管34と可撓性チューブ35とを同心円状に積層したものとなっている。螺旋管33の内部には、光学繊維束やチューブなどの各種内蔵物が挿通されている。これにより、挿入部可撓管11は、円形の断面を有する細長い管状に形成されている。
- [0140] 挿入部可撓管11の外周面には、複数の指標線31と、「ABCD」等の製造者の名称(ロゴタイプ)32とが形成されている。複数の指標線31は、例えば先端部11aから

所定間隔、例えば10cm間隔(ピッチ)で、かつ挿入部可撓管11の軸方向に対して垂直方向、すなわち挿入部可撓管11の外周面に沿ったラジアル方向に幅1~10mmで形成されている。

- [0141] 製造者の名称(ロゴタイプ)32は、挿入部可撓管11の基端に指標線31の形成方向と同一方向、すなわち挿入部可撓管11の外周面に沿ったラジアル方向に沿って形成されている。
- [0142] 図14は内視鏡10の例えば挿入部可撓管11と操作部12とコネクタ部13とにそれぞれ各表示部30、17~20を形成するためのレーザーマーキング装置の構成図を示す。レーザー光源36は、パルスのレーザービームを出射するもので、例えばYAGレーザー又はYVO₄レーザーを用いる。
- [0143] レーザー光源36の出射端37には、光ファイバ38の一端が接続されている。光ファイバ38の他端は、集光光学系39に接続されている。の光ファイバ38は、例えば数100 μ mのコア径を有する。
- [0144] 集光光学系39は、光ファイバ38を伝送してきたレーザー光源36からのレーザービームを挿入部可撓管11の外周面に集光してスポット光とする。集光光学系39の光学的倍率は、例えば0.5~2倍程度である。光ファイバ38のコア径は、上記の通り例えば数100 μ mである。これにより、集光光学系39により集光されたレーザービームのビームウェスト径は、1mm程度になる。
- [0145] 集光光学系39をデフォーカスさせると、レーザービームのビーム径は、広がったり、狭められたりする。これにより、レーザービームのビーム径は、各表示部30、17~20における各種表示の大きさに対してそれぞれ最適なビーム径に形成される。
- [0146] 集光光学系39は、図15に示すようにジャストフォーカスの状態でレーザービームのビーム径dを最小にする。集光光学系39は、ジャストフォーカスする位置からのデフォーカス量が大きくなるに従ってレーザービームのビーム径dを大きくする。これに伴ってレーザービームのビーム強度のピーク値は小さくなる。デフォーカスさせることによってビーム径が変わってもレーザービームの強度分布は常にガウス分布に近い分布となる。図15においてA-Aは、集光光学系39のジャストフォーカス位置を示す。レーザービームのビーム径dは、ジャストフォーカス位置から距離kだけ離れた位置におけるビー

ム径を示す。

- [0147] ロボット40は、集光光学系39を把持する。ロボット40は、集光光学系39により集光されるレーザビームを挿入部可撓管2の指定された位置に移動させる。例えば、ロボット40は、指標線31及び製造者の名称(ロゴタイプ)32をレーザマーキングする場合、挿入部可撓管11における可撓性チューブ35上のレーザビームの照射位置を指標線31及び製造者の名称(ロゴタイプ)32の形状に従って移動させる。
- [0148] ロボット40は、X軸方向に沿って設けられた架台41と、架台41上に対してX軸方向に移動可能に設けられた支柱42と、支柱42に対してY軸方向及びZ軸方向に移動可能に設けられた支持アーム43とを有する。支持アーム437の先端部には、集光光学系39が設けられている。
- [0149] 次に、上記の如く構成されたレーザマーキング装置を用いての内視鏡10への表示部30の形成方法について説明する。
- [0150] 挿入部可撓管11が架台41に対して平行なX軸方向に沿って配置される。
- [0151] レーザ光源36からパルスのレーザビームが出射される。レーザビームは、光ファイバ38により伝送されて集光光学系39に入射する。集光光学系39は、光ファイバ38を伝送してきたレーザビームを挿入部可撓管11の外周面に集光する。
- [0152] この状態で、ロボット40は、挿入部可撓管11における可撓性チューブ35上のレーザビームの照射位置を指標線31及び製造者の名称(ロゴタイプ)32の形状に従って支柱42を架台41上にX軸方向に沿って移動させる。これと共に、ロボット40は、支持アーム43を支柱42に対してY軸方向に移動させる。これにより、集光光学系39により集光されるレーザビームは、挿入部可撓管11の指定された位置に照射される。
- [0153] すなわち、指標線31をレーザマーキングする場合、ロボット40は、支持アーム43をY軸方向に移動させる。これにより、ロボット40は、集光光学系39により集光される可撓性チューブ35上のレーザビームの照射位置を当該可撓性チューブ35の外周面に沿ったラジアル方向に移動させる。
- [0154] 製造者の名称(ロゴタイプ)32をレーザマーキングする場合、ロボット40は、支柱426をX軸方向に沿って移動させる。これと共に、ロボット40は、支持アーム43をY軸方向に移動させる。これにより、ロボット40は、集光光学系39により集光されるレーザビ

ームの照射位置を製造者の名称(ロゴタイプ)32、例えば「ABCD」の形状に応じて移動させる。製造者の名称(ロゴタイプ)32、例えば「ABCD」の形成方向も可撓性チューブ35の外周面に沿ったラジアル方向になる。

- [0155] この結果、挿入部可撓管11には、レーザーマーキングによって各指標線31と製造者の名称(ロゴタイプ)32とが可撓性チューブ35の外周面に沿ったラジアル方向に形成される。
- [0156] 操作部12における例えば内視鏡10の機種名やロゴタイプを表示する表示部17、UDアングルノブやUDアングル解除ノブ、RLアングルノブ、RLアングル解除ノブなどの各アングルを表示する表示部18、吸引ボタン、送気・送水ボタンなどの各ボタンを表示する表示部19、コネクタ部13における例えばメーカ名やロゴタイプ等を表示する表示部20も上記同様に、レーザーマーキングによって形成される。
- [0157] このように上記第3の実施の形態によれば、内視鏡10における可撓性チューブ35上で、かつ可撓性チューブ35の外周上のラジアル方向に、挿入部可撓管11の挿入長を認識するための各指標線31と製造者の名称(ロゴタイプ)32とを形成した。
- [0158] これにより、挿入部可撓管11の挿入長を認識するための各指標線31と製造者の名称(ロゴタイプ)32とが共に可撓性チューブ35の外周上のラジアル方向に形成できる。指標線31と製造者の名称(ロゴタイプ)32とを同一の目視方向から容易に認識することができる。
- [0159] なお、上記第3の実施の形態は、次のように変形してもよい。
- [0160] 挿入部可撓管11には、当該挿入部可撓管11の挿入長を認識するための各指標線31と製造者の名称(ロゴタイプ)32とを形成するのに限らない。挿入部可撓管11には、各指標線31と、数字、文字又は記号を含む符号、例えば内視鏡10を製造又は販売した者の名称、内視鏡10の製造番号、又は内視鏡10の製品名称とのうち少なくとも1つとを形成してもよい。
- [0161] 製造者の名称(ロゴタイプ)32、数字、文字又は記号を含む符号、例えば内視鏡10を製造又は販売した者の名称、内視鏡10の製造番号、又は内視鏡10の製品名称などは、レーザービームをマスクに照射し、このマスクを通過してレーザービームを挿入部可撓管11に照射して形成してもよい。なお、マスクには、製造者の名称(ロゴタイプ)

32、数字、文字又は記号を含む符号、例えば内視鏡10を製造又は販売した者の名称、内視鏡10の製造番号、又は内視鏡10の製品名称などの形状に対応した光透過部が形成されている。

[0162] レーザビームの照射位置の移動は、ロボット40によって行うのに限らない。レーザービームの照射位置の移動は、レーザービームの照射位置を固定し、挿入部可撓管11を軸方向を中心として回転又は軸方向に直線方向に移動させて行ってよい。

[0163] 挿入部可撓管11に対するレーザービームの照射位置の移動は、レーザー光源36から出射されたレーザービームを回転可能なミラーで走査し、この走査されたレーザービームを挿入部可撓管11に照射してもよい。この場合、レーザービームは、指標線31や製造者の名称(ロゴタイプ)32の形状に応じて走査方向がミラーの回転駆動によって制御される。

[0164] レーザマーキングは、内視鏡10に係わらず内視鏡10と共に利用される処置具、又は単独で使用される処置具に対しても指標線31と製造者の名称(ロゴタイプ)32とを形成してもよい。これに処置具には、指標線31と、数字、文字又は記号を含む符号、例えば処置具を製造又は販売した者の名称、処置具の製造番号、又は処置具の製品名称とのうち少なくとも1つとを形成してもよい。

[0165] 例えば、膵胆管の診断や処置時には、複数の処置具を組み合わせて使用される。すなわち内視鏡10の挿入部可撓管11に設けられた処置具挿通チャンネルに内視鏡用カテーテルなどの処置具を挿通させると共に、このカテーテル内にガイドワイヤなどの処置具を挿通させて内視鏡用処置具装置として使用される。

[0166] 処置具装置の使用時には、予め内視鏡10の挿入部可撓管11が患者の体内、例えば十二指腸に挿入される。体内に挿入された内視鏡10の処置具挿通チャンネルを通してカテーテル及びガイドワイヤ、すなわち処置具装置を目的部位に到達させて処置、診断が行われる。このとき、カテーテルの挿入長を確認するための距離目盛が必要になる。又、ガイドワイヤの突出長を内視鏡10によるモニタ観察により側長可能にするために距離目盛が必要になる。

[0167] カテーテル及びガイドワイヤは、それぞれ外径が極細である。これらカテーテルとガイドワイヤとは、それぞれ例えばカテーテル、ガイドワイヤの外径表示又は製品記

号を距離目盛と共に形成することが可能である。

- [0168] カテーテル、ガイドワイヤに形成される距離目盛と外径表示又は製品記号とは、それぞれカテーテル、ガイドワイヤの各外皮にそれぞれレーザビームを照射し、このレーザビームの照射位置を距離目盛や外径表示、製品記号の形状に従って走査させ、各外皮を発色させて形成する。この場合、距離目盛と外径表示又は製品記号とは、共にカテーテル、ガイドワイヤの軸方向に対して垂直方向すなわちカテーテル、ガイドワイヤの外周上のラジアル方向に形成される。
- [0169] これにより、カテーテル、ガイドワイヤにおいて距離目盛と外径表示又は製品記号とを同一の目視方向から容易に認識することができる。
- [0170] なお、カテーテル、ガイドワイヤに形成するのは、距離目盛と外径表示又は製品記号とに限らない。カテーテル、ガイドワイヤには、距離目盛と数字、文字又は記号を含む符号、例えばカテーテル、ガイドワイヤを製造又は販売した者の名称、カテーテル、ガイドワイヤの製造番号、又はカテーテル、ガイドワイヤの製品名称とのうち少なくとも1つとを形成してもよい。

請求の範囲

- [1] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成され、
前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに着色剤・充填剤を添加した部位を有し、
前記部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザ光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を備えた、
ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [2] 前記着色剤・充填剤は、カーボンブラック、炭酸カルシウム、黒色鉄酸化物、チタンブラック又は二酸化チタンのうち少なくとも1つを有することを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [3] 被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部を操作する操作部と、少なくとも前記被検体内の画像を処理する信号処理装置に接続されるコネクタ部とを有し、
前記表示部は、前記挿入部、前記操作部、前記コネクタ部に形成されることを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [4] 前記表示部は、前記パルスレーザ光をスキャンしながら繰り返し前記部位に照射したときのハッチング間隔を1～80 μ mとして形成されたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [5] 前記表示部は、前記パルスレーザ光を前記部位に照射する前記パルスレーザ光のスポット径を5～100 μ mとして前記部位に照射して形成されたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [6] 前記表示部は、前記パルスレーザ光のスポット径を40 μ m以下として前記部位に照射して形成されたことを特徴とする請求項5記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [7] 前記表示部は、前記パルスレーザ光のピーク出力を0.1～100kW、平均出力を0.1～50Wとして前記部位に照射して形成されたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [8] 前記表示部は、前記パルスレーザ光のパルス幅を0.1～200nsとして前記部位に

- 照射して形成されたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [9] 前記表示部は、前記パルスレーザ光のパルス幅を10ns以下として前記部位に照射して形成されたことを特徴とする請求項8記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [10] 前記表示部は、Qスイッチによるパルス周波数0.1～100kHzの前記パルスレーザ光を前記部位に照射して形成されたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [11] 前記表示部は、前記パルスレーザ光をスキャンしながら前記部位に照射したときの前記スキンスピードを1～3000mm/secとして前記部位に照射して形成されたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [12] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに着色剤・充填剤を添加した部位を下地とした場合、前記表示部は、前記下地と前記パルスレーザ光を照射することにより発色した前記部位とが3以上のコントラストを有することを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [13] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに前記着色剤・充填剤を添加した前記部位を下地とした場合、前記表示部は、前記下地に前記パルスレーザ光を照射することにより発色した前記部位が60以上の明度、 $-2 \sim +2$ の色相、 $-10 \sim +10$ の彩度を有することを特徴とする請求項1記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [14] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成し、
前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムにカーボンブラックを添加した部位を有し、
前記部位に波長532nmのYVO₄のパルスレーザ光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を備えた、
ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [15] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成し、
前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムにカーボンブラックを添加した部位を有し、

前記部位に波長355nmのYVO₄のパルスレーザ光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を備えた、ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具。

- [16] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成し、前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに着色剤・充填剤を添加し、前記着色剤・充填剤を添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザ光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する、ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [17] 前記着色剤・充填剤は、カーボンブラック、炭酸カルシウム、黒色鉄酸化物、チタンブラック又は二酸化チタンのうち少なくとも1つを有することを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [18] 前記内視鏡及び前記内視鏡用医療器具の本体に、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部を操作する操作部と、少なくとも前記被検体内の画像を処理する信号処理装置に接続されるコネクタ部とを有し、前記挿入部、前記操作部、前記コネクタ部に前記文字、前記記号を含む前記符号を表示することを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [19] 前記パルスレーザ光をスキャンしながら繰り返し前記部位に照射するときのハッチング間隔を1～80 μmに設定することを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [20] 前記パルスレーザ光を前記部位に照射したときの前記パルスレーザ光のスポット径を5～100 μmとして前記部位に照射することを特徴とする請求項19記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [21] 前記パルスレーザ光のスポット径は、40 μm以下とすることを特徴とする請求項20記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [22] 前記パルスレーザ光のピーク出力を0.1～100kW、平均出力を0.1～50Wとすることを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。

- [23] 前記パルスレーザー光のパルス幅を0.1～200nsとすることを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [24] 前記パルスレーザー光のパルス幅を10ns以下とすることを特徴とする請求項23記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [25] Qスイッチによりパルス周波数0.1～100kHzの前記パルスレーザー光として前記部位に照射することを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [26] 前記パルスレーザー光をスキャンしながら前記部位に照射したときの前記スキンスピードを1～3000mm/secとすることを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [27] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに前記着色剤・充填剤を添加した前記部位を下地とした場合、当該下地に前記パルスレーザー光を照射することにより発色した前記部位は、60以上の明度、 $-2 \sim +2$ の色相、 $-10 \sim +10$ の彩度を有することを特徴とする請求項16記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [28] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成され、
前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに着色剤・充填剤を添加し、
前記着色剤・充填剤を添加した部位に波長532nmの YVO_4 のパルスレーザー光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する、
ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [29] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂又はゴムにより形成され、
前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂又は前記ゴムに着色剤・充填剤を添加し、
前記着色剤・充填剤を添加した部位に波長355nmの YVO_4 のパルスレーザー光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する、
ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [30] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーに

より形成され、

前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記熱可塑性エラストマーに対して着色剤・発色剤・充填剤として10～80nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、

前記カーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザ光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する表示部を備えた、
ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具。

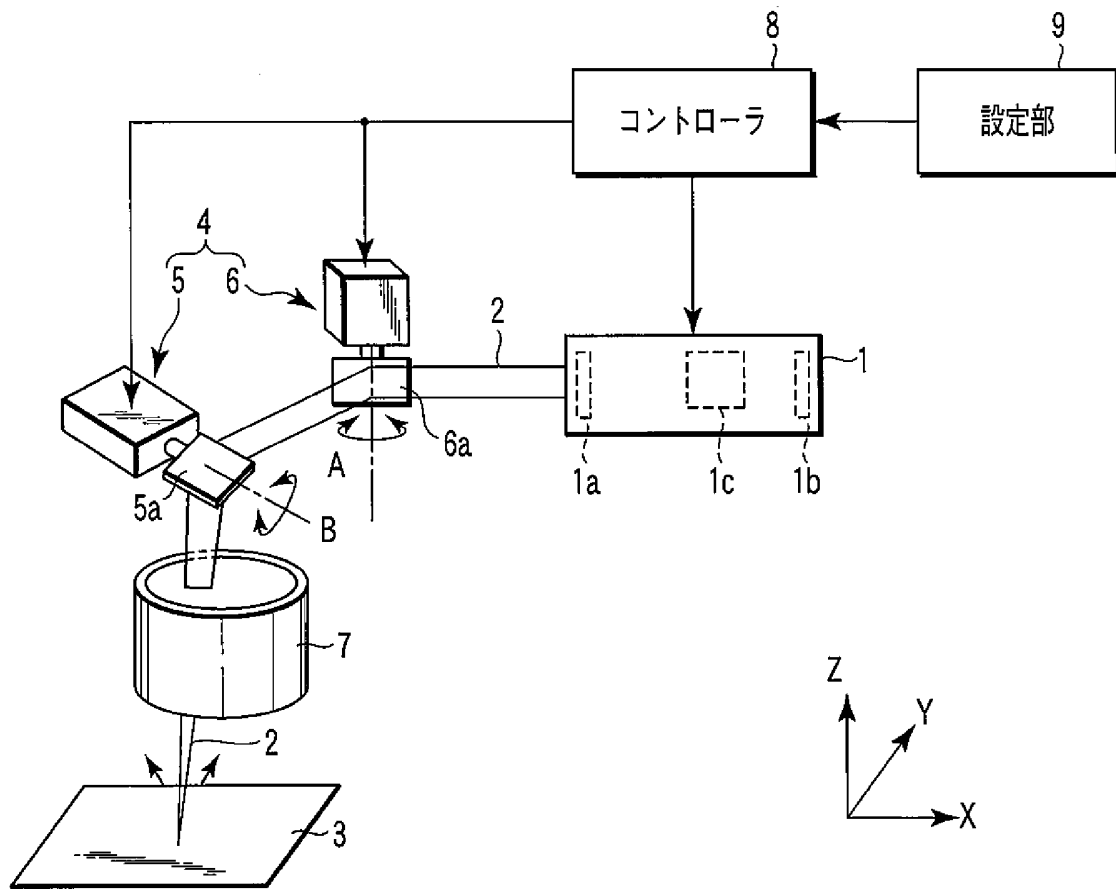
- [31] 前記カーボンブラックは、好ましくは12～40nmの平均粒径を有することを特徴とする請求項30記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [32] 前記表示部は、前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記熱可塑性エラストマーに対して前記着色剤・発色剤・充填剤として炭酸カルシウム、黒色鉄酸化物、チタンブラック又は二酸化チタンのうち少なくとも1つを配合したことを特徴とする請求項30記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [33] 前記表示部は、前記熱可塑性樹脂と前記ゴムとをブレンドして熔融したPP/EPDM中からEPDMゴム相だけ加硫させたポリオレフィン系エラストマーブレンドを有することを特徴とする請求項30記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [34] 前記内視鏡及び前記内視鏡用医療器具の本体に、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部を操作する操作部と、少なくとも前記被検体内の画像を処理する信号処理装置に接続されるコネクタ部とを有し、
前記表示部は、内視鏡本体における挿入部、操作部、コネクタ部に形成されたことを特徴とする請求項30記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [35] 前記表示部は、前記挿入部、前記操作部、前記コネクタ部の各外皮に形成されたことを特徴とする請求項34記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [36] 前記表示部は、前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記ポリオレフィン系エラストマーブレンドを含む前記熱可塑性エラストマーに対して5～10nmの平均粒径の前記炭酸カルシウムを0.1～30重量部添加することを特徴とする請求項33記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。

- [37] 前記表示部は、前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記ポリオレフィン系エラストマーブレンドを含む前記熱可塑性エラストマーに対して0.3～0.8 μm の平均粒径の前記黒色鉄酸化物を0.1～5重量部添加することを特徴とする請求項33記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [38] 前記表示部は、前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記ポリオレフィン系エラストマーブレンドを含む前記熱可塑性エラストマーに対して0.1～0.8 μm の平均粒径の前記チタンブラック若しくは二酸化チタンを0.1～5重量部添加することを特徴とする請求項33記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [39] 少なくとも一部が熱可塑性樹脂、熱硬化性樹脂、ゴム又は熱可塑性エラストマーにより形成され、
前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記熱可塑性エラストマーに対して着色剤・発色剤・充填剤として10～80nmの平均粒径を有するカーボンブラックを0.001～20重量部添加し、
前記カーボンブラックを添加した部位に波長355nm、532nm又は1064nmのYAG又はYVO₄のパルスレーザー光を照射することにより前記部位を発色させて形成された文字、記号を含む符号を表示する、
ことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [40] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記熱可塑性エラストマーに対して好ましくは12～40nmの平均粒径を有する前記カーボンブラックを添加することを特徴とする請求項39記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [41] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記熱可塑性エラストマーに対して前記着色剤・発色剤・充填剤として炭酸カルシウム、黒色鉄酸化物、チタンブラック又は二酸化チタンのうち少なくとも1つを配合することを特徴とする請求項39記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [42] 前記熱可塑性樹脂と前記ゴムとをブレンドして溶融したPP/EPDM中からEPDMゴム相だけ加硫させたポリオレフィン系エラストマーブレンドを前記発色させる前記部位に配合することを特徴とする請求項39記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。

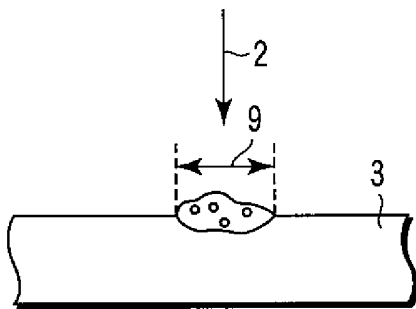
- [43] 前記内視鏡及び前記内視鏡用医療器具の本体に、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部を操作する操作部と、少なくとも前記被検体内の画像を処理する信号処理装置に接続されるコネクタ部とを有し、
前記内視鏡の本体における挿入部、操作部、コネクタ部に前記文字、前記記号を含む前記符号を表示することを特徴とする請求項39記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [44] 前記挿入部、前記操作部、前記コネクタ部の各外皮に前記文字、前記記号を含む前記符号を形成することを特徴とする請求項43記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [45] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記ポリオレフィン系エラストマーブレンドを含む前記熱可塑性エラストマーに対して5～10nmの平均粒径の前記炭酸カルシウムを0.1～30重量部添加することを特徴とする請求項42記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [46] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記ポリオレフィン系エラストマーブレンドを含む前記熱可塑性エラストマーに対して0.3～0.8 μ mの平均粒径の前記黒色鉄酸化物を0.1～5重量部添加することを特徴とする請求項42記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [47] 前記熱可塑性樹脂、前記熱硬化性樹脂、前記ゴム又は前記ポリオレフィン系エラストマーブレンドを含む前記熱可塑性エラストマーに対して0.1～0.8 μ mの平均粒径の前記チタンブラック若しくは二酸化チタンを0.1～5重量部添加することを特徴とする請求項42記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。
- [48] 螺旋管、網管及び外皮を同心円状に積層して形成した挿入部可撓管を有し、
前記外皮上には、前記挿入部可撓管の軸方向に対して垂直方向に沿って前記挿入部可撓管の挿入長を認識するための第1の指標及びこの第1の指標とは異なる第2の指標が形成されたことを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [49] 前記第2の指標は、当該内視鏡を製造又は販売した者の名称、当該内視鏡の製造番号、又は当該内視鏡の製品名称等のうち少なくとも1つを有することを特徴とする請求項48記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。

- [50] 前記第1の指標と前記第2の指標とは、それぞれ前記外皮に対するレーザー光の照射により発色させて形成されたことを特徴とする請求項48記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [51] 前記レーザー光は、スポット光として前記外皮に照射することを特徴とする請求項50記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [52] 前記第2の指標は、前記外皮に対するマスクを通ったレーザー光の照射により発色して形成されたことを特徴とする請求項48記載の内視鏡及び内視鏡用医療器具。
- [53] 螺旋管、網管及び外皮を順次同心円状に積層して形成した挿入部可撓管における前記外皮上に、前記挿入部可撓管の軸方向に対して垂直方向に沿って前記挿入部可撓管の挿入長を認識するための第1の指標及びこの第1の指標とは異なる第2の指標を形成することを特徴とする内視鏡及び内視鏡用医療器具の表示方法。

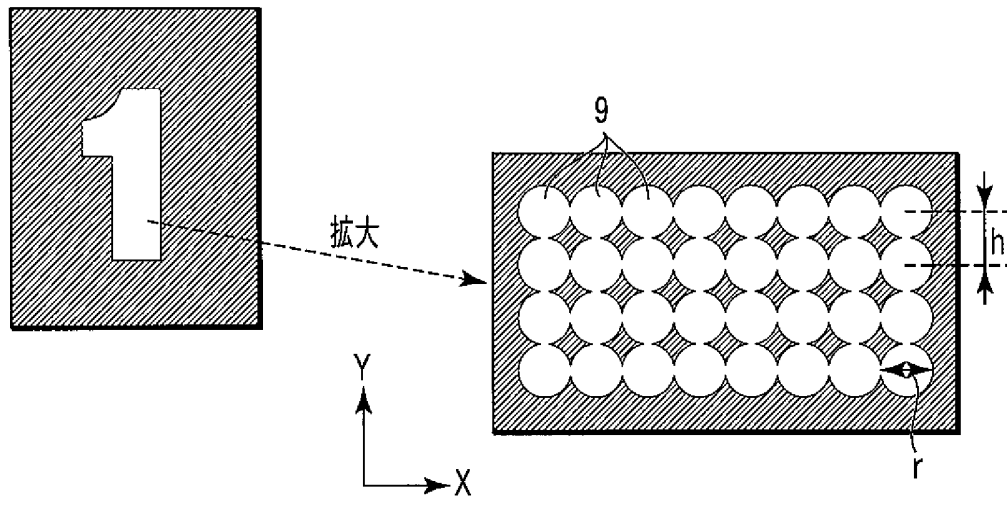
[図1]



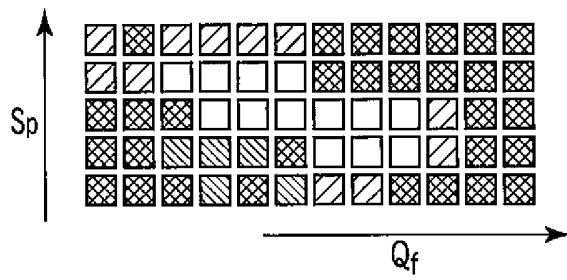
[図2]



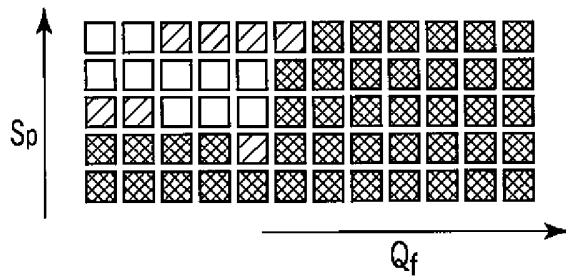
[図3]



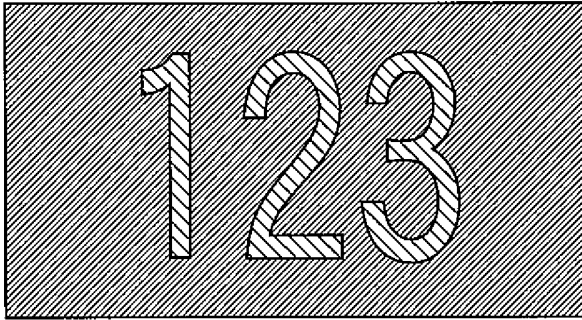
[図4]



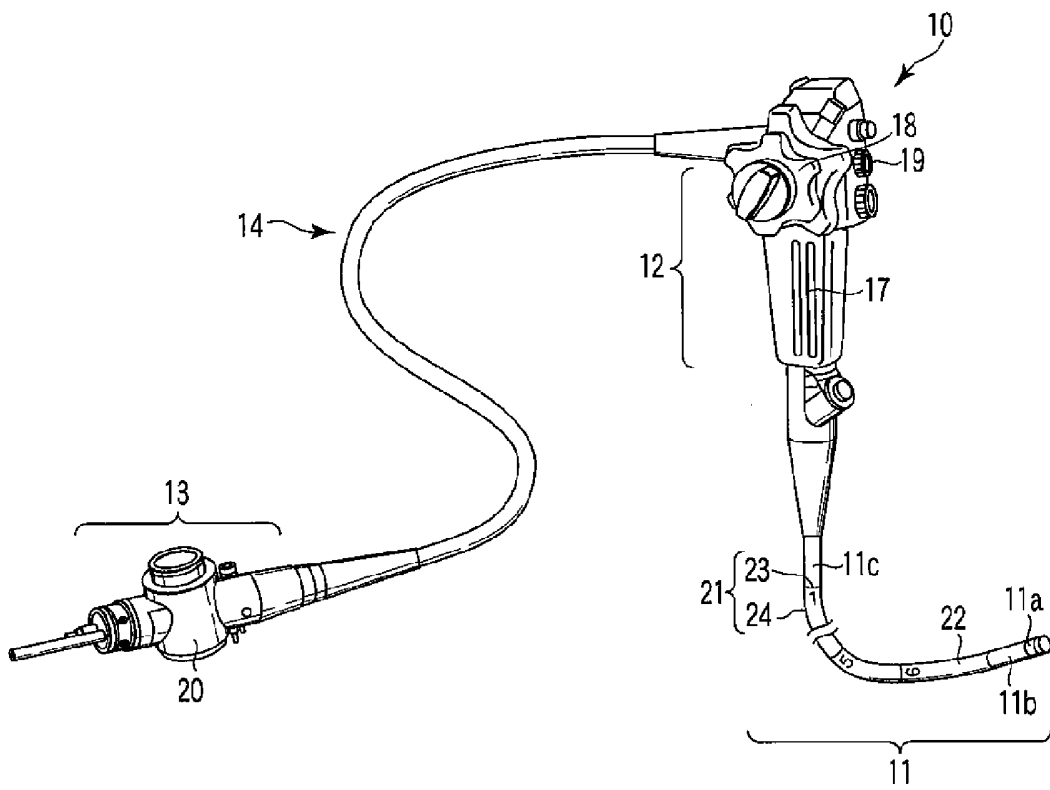
[図5]



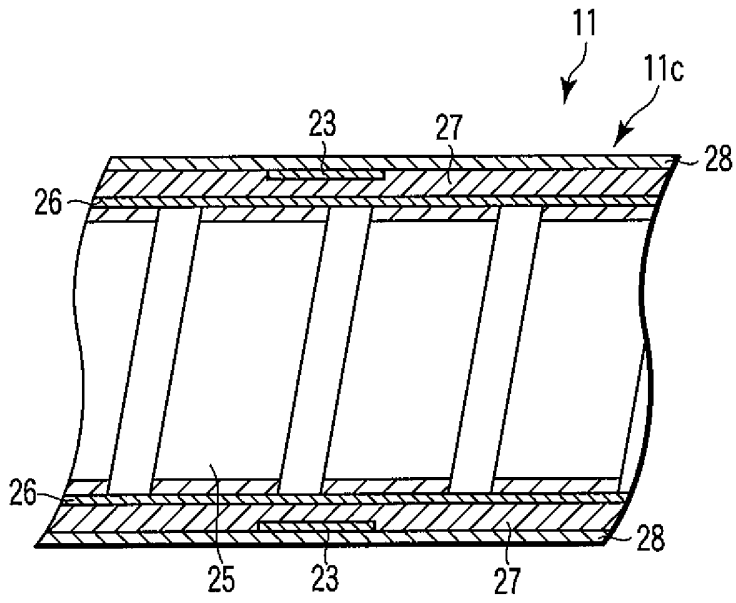
[図7B]



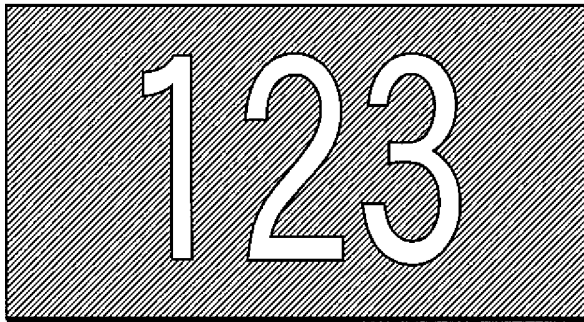
[図8]



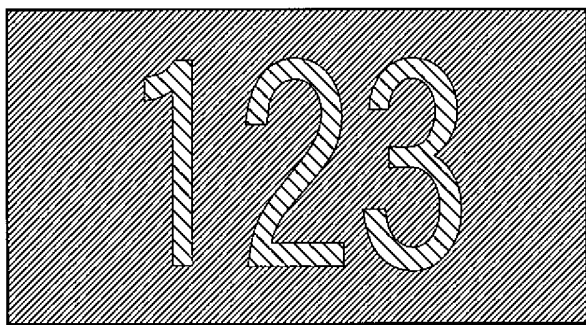
[図9]



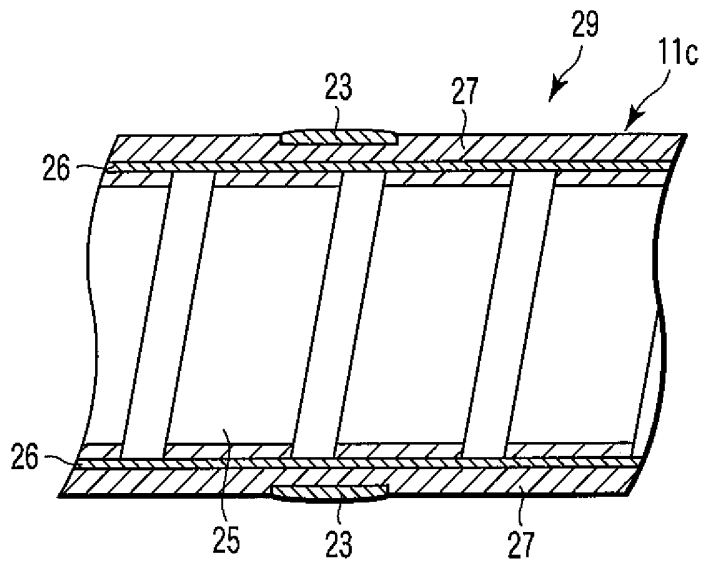
[図10A]



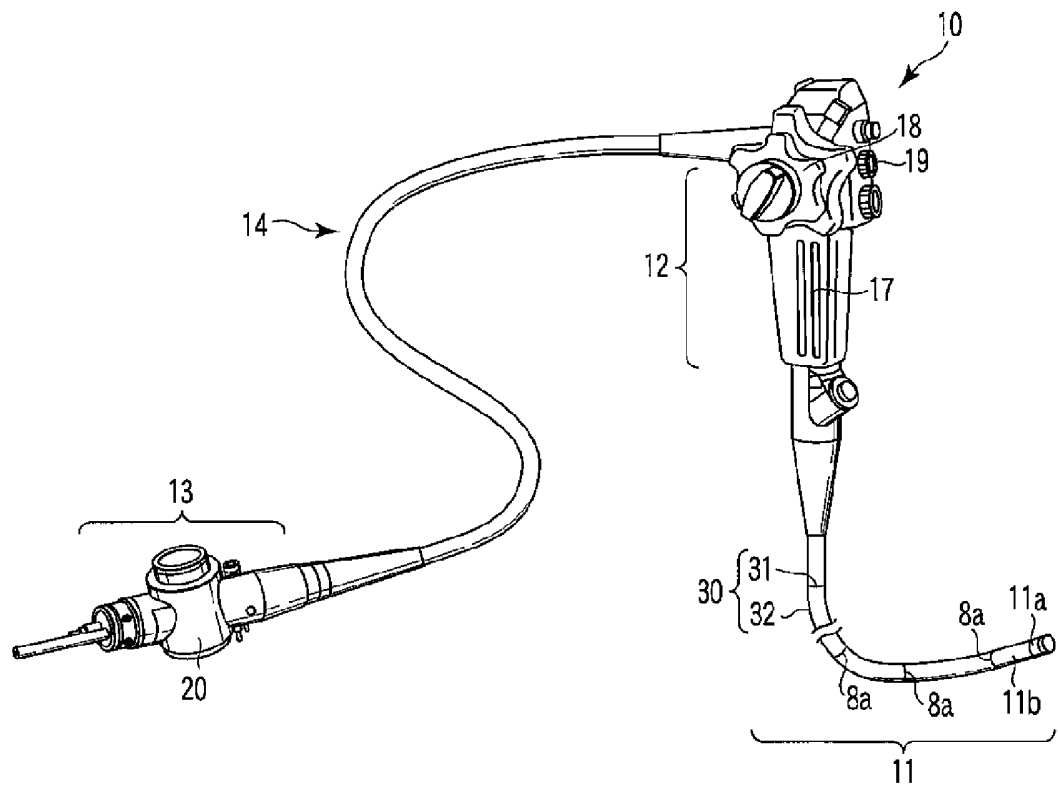
[図10B]



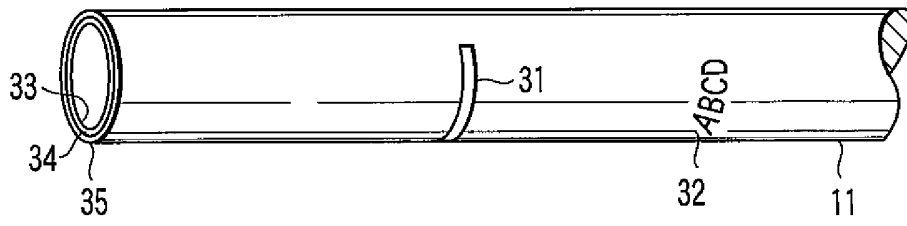
[図11]



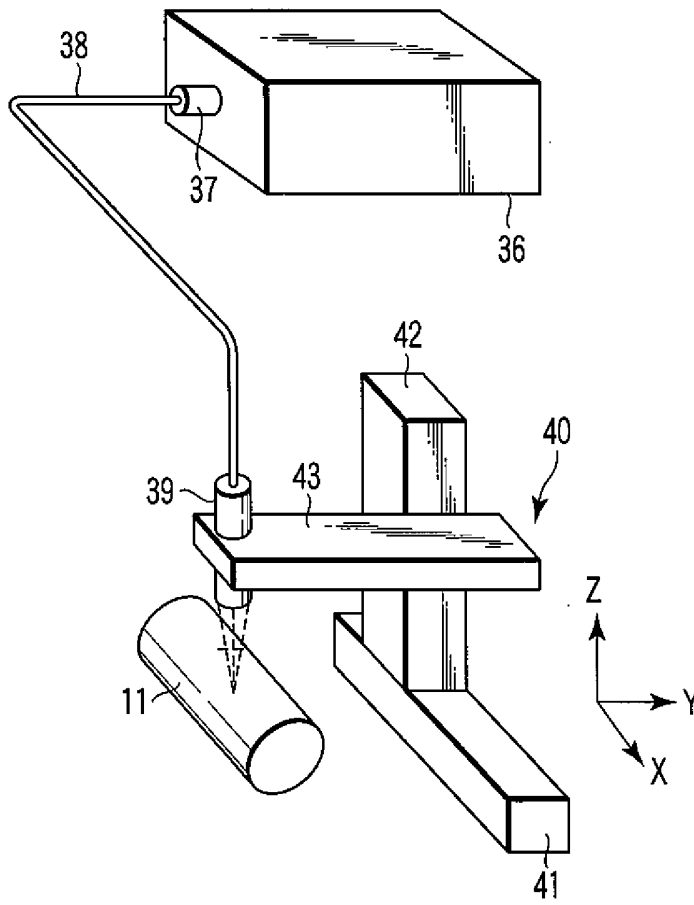
[図12]



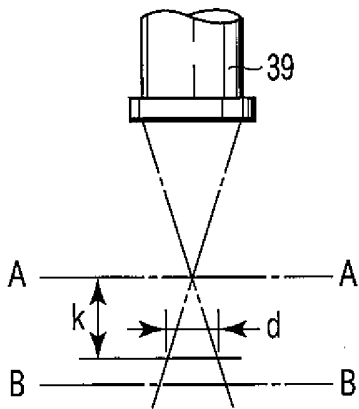
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/300848

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01), A61B17/00(2006.01), A61M25/00(2006.01), B23K26/00 (2006.01), C09K11/00(2006.01)</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>														
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B17/00, A61M25/00, B23K26/00, C09K11/00</p> <p>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 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006</p> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>														
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width:10%;">Category*</th> <th style="width:70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width:20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X Y</td> <td>JP 2004-195030 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 15 July, 2004 (15.07.04), Full text; all drawings & US 2004/0176660 A1 & DE 10359997 A1</td> <td>1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52</td> </tr> <tr> <td>X Y</td> <td>JP 2004/195031 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 15 July, 2004 (15.07.04), Full text; all drawings & US 2004/0220555 A1 & DE 10359998 A1</td> <td>1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2004-321395 A (Kabushiki Kaisha Vayu), 18 November, 2004 (18.11.04), Par. No. [0012] (Family: none)</td> <td>14, 15, 30-47, 50-52</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X Y	JP 2004-195030 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 15 July, 2004 (15.07.04), Full text; all drawings & US 2004/0176660 A1 & DE 10359997 A1	1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52	X Y	JP 2004/195031 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 15 July, 2004 (15.07.04), Full text; all drawings & US 2004/0220555 A1 & DE 10359998 A1	1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52	Y	JP 2004-321395 A (Kabushiki Kaisha Vayu), 18 November, 2004 (18.11.04), Par. No. [0012] (Family: none)	14, 15, 30-47, 50-52
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X Y	JP 2004-195030 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 15 July, 2004 (15.07.04), Full text; all drawings & US 2004/0176660 A1 & DE 10359997 A1	1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52												
X Y	JP 2004/195031 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 15 July, 2004 (15.07.04), Full text; all drawings & US 2004/0220555 A1 & DE 10359998 A1	1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52												
Y	JP 2004-321395 A (Kabushiki Kaisha Vayu), 18 November, 2004 (18.11.04), Par. No. [0012] (Family: none)	14, 15, 30-47, 50-52												
<p><input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>														
<table style="width:100%;"> <tr> <td style="width:50%; vertical-align: top;"> <p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </td> <td style="width:50%; vertical-align: top;"> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p> </td> </tr> </table>			<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>										
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>													
<p>Date of the actual completion of the international search 18 April, 2006 (18.04.06)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 25 April, 2006 (25.04.06)</p>												
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office</p>		<p>Authorized officer</p>												
<p>Facsimile No.</p>		<p>Telephone No.</p>												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/300848

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-277570 A (Techno Polymer Co., Ltd.), 02 October, 2003 (02.10.03), Par. Nos. [0053] to [0054] (Family: none)	14, 15, 30-47, 50-52
X Y	JP 8-243071 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 September, 1996 (24.09.96), Par. Nos. [0018], [0042] (Family: none)	48, 49, 53 50-52
Y	JP 2002-136600 A (Terumo Corp.), 14 May, 2002 (14.05.02), Abstract; Par. Nos. [0028] to [0030] & US 2002/0087098 A1 & US 2005/0080358 A1 & EP 1203595 A1	50-52

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/300848

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

There is no technical relationship between the invention described in claim 48, which is an independent claim, and the invention described in claim 1, which is also an independent claim, involving one or more of the same or corresponding special technical features, so that these inventions are not considered as being so linked as to form a single general inventive concept.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

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), A61B17/00(2006.01), A61M25/00(2006.01), B23K26/00(2006.01), C09K11/00(2006.01)

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, A61B17/00, A61M25/00, B23K26/00, C09K11/00

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2006年
日本国実用新案登録公報	1996-2006年
日本国登録実用新案公報	1994-2006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 請求の範囲の番号
X Y	JP 2004-195030 A (ペンタックス株式会社) 2004.07.15, 全文、全 図 & US 2004/0176660 A1 & DE 10359997 A1	1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52
X Y	JP 2004-195031 A (ペンタックス株式会社) 2004.07.15, 全文、全 図 & US 2004/0220555 A1 & DE 10359998 A1	1-13, 16-29 14, 15, 30-47, 50-52

C欄の続きにも文献が列挙されている。 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	の日の後に公表された文献
「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 18.04.2006	国際調査報告の発送日 25.04.2006
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9224
--	---	---------

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 請求の範囲の番号
Y	JP 2004-321395 A (株式会社ヴァーユ) 2004. 11. 18, 段落【0012】(ファミリーなし)	14, 15, 30-47, 50-52
Y	JP 2003-277570 A (テクノポリマー株式会社) 2003. 10. 02, 段落【0053】 - 【0054】(ファミリーなし)	14, 15, 30-47, 50-52
X Y	JP 8-243071 A (オリンパス光学工業株式会社) 1996. 09. 24, 段落【0018】 , 【0042】(ファミリーなし)	48, 49, 53 50-52
Y	JP 2002-136600 A (テルモ株式会社) 2002. 05. 14, 【要約】, 段落【0028】 - 【0030】 & US 2002/0087098 A1 & US 2005/0080358 A1 & EP 1203595 A1	50-52

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところこの国際調査機関は認めた。

独立請求の範囲48に記載された発明は、独立請求の範囲1に記載された発明と、一又は二以上の同一又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的な関係にないから、単一の一般的発明概念を形成するように連関しているものとは認められない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。