

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2012年10月4日(04.10.2012)

(10) 国際公開番号

WO 2012/132750 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2012/055186

(22) 国際出願日:

2012年3月1日(01.03.2012)

(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 2011-080634 2011年3月31日(31.03.2011) 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43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): 島田朋子 (SHIMADA, Tomoko) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP). 吉野真広(YOSHINO, Masahiro) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP). 五十嵐誠(IGARASHI, Makoto) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田邦生, 外(UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (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, 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, HU, 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, ZA, ZM, ZW.

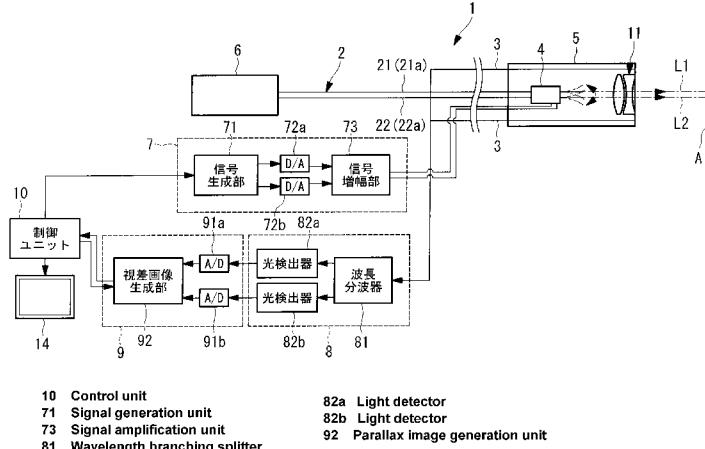
(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) Title: SCANNING ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 走査型内視鏡装置

[図1]



(57) **Abstract:** Provided is a scanning endoscope (1) capable of obtaining images from a plurality of perspectives that enable stereoscopic observations while making the diameter of an insertion part small. The scanning endoscope (1) is provided with: an optical fiber (2), which is disposed inside a long and narrow insertion part (5), and which has two cores (21a, 22a) that project illuminating beams (L1, L2) at positions that are offset from each other in a direction that intersects the optical axes of the illuminating beams (L1, L2); a drive part (4) that performs two-dimensional scanning of the illuminating beams (L1, L2) by integrally vibrating the cores (21a, 22a) in a two-axis direction that intersects the long axis of the optical fiber (2); a light receiving part that receives return beams of the illuminating beams (L1, L2) together; a detection unit (8) that separately detects the return beams received by the light receiving part; and an image generation unit (9) that generates an image in the scanning region of each illuminating beam (L1, L2) from the return beams detected by the detection unit (8).

(57) 要約:

[続葉有]



ロツバ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,

添付公開書類:

ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,

GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

立体視観察可能な複数の視点からの画像を取得可能でありながら挿入部の細径化を図る。細長い挿入部（5）内に設けられ、照明光（L₁, L₂）を該照明光（L₁, L₂）の光軸に交差する方向に互いにずれた位置に照射する2つのコア（21a, 22a）を有する光ファイバ（2）と、該光ファイバ（2）の長軸に交差する2軸方向にコア（21a, 22a）を一体的に振動させることにより照明光（L₁, L₂）を2次元走査する駆動部（4）と、照明光（L₁, L₂）の戻り光を共通して受光する受光部と、該受光部によって受光された戻り光を別々に検出する検出部（8）と、該検出部（8）によって検出された戻り光から各照明光（L₁, L₂）の走査領域の画像を生成する画像生成部（9）とを備える走査型内視鏡装置（1）を提供する。

明細書

発明の名称：走査型内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、走査型内視鏡装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、2つの光線を、観察対象のずれた位置に2次元走査しながら照射することにより、視点の異なる2つの画像（視差画像）を取得する走査型内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献1参照。）。このような視差画像を用いて観察対象を立体視することができる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：米国特許出願公開第2009/0137893号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、特許文献1の場合、挿入部の先端部において、光線を走査するためのアクチュエータが各光線に対して1つずつ設けられている。したがって、挿入部の外径が大きくなってしまうという不都合がある。

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、立体視観察可能な複数の視点からの画像を取得可能でありながら挿入部の細径化を図ることができる走査型内視鏡装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0005] 上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、被検体内に挿入される細長い挿入部内に長手方向に沿って設けられ、基端側からそれぞれ導光した照明光をその先端から、前記照明光の光軸に交差する方向に互いにずれた位置に照射する少なくとも2つのコア部を有する光ファイバ部材と、該光ファイバ部材の長手方向に交差する2軸方向に少なくとも2つの前記コア部の先端部を一体的に振動させることにより前

記照明光を2次元走査させる駆動部と、少なくとも2つの前記照明光の戻り光を共通して受光する受光部と、該受光部によって受光された少なくとも2つの前記戻り光を別々に検出する検出部と、該各検出部によって検出された前記戻り光を、前記駆動部による前記照明光の照射位置に基づいて画像化することにより各照明光の走査領域の画像を生成する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置を提供する。

[0006] 本発明によれば、光ファイバ部材の2つのコア部から被検体内のずれた位置に照射された照明光が駆動部によって2次元走査される。これにより、画像生成部は、位置がずれた複数の走査領域の画像、すなわち、複数の視点から観察された画像からなる視差画像を生成することができる。

この場合に、複数のコア部を共通の駆動部によって振動させることにより、駆動部によって占められる挿入部の半径方向の面積が小さくて済む。これにより、挿入部の細径化を図ることができる。

[0007] 上記発明においては、前記少なくとも2つのコア部から照射される前記照明光が、互いに異なる波長を有し、前記検出部が、前記受光部によって受光された戻り光を波長によって分岐する波長分岐機構と、該波長分岐機構によって分岐された各波長の戻り光を検出する少なくとも2つの光検出器とを備えた構成とさせていてもよい。

このようにすることで、画像生成部は、各光検出器によって検出された各波長の戻り光の情報から各走査領域の画像を生成することとなる。これにより、被検体の異なる波長の光による画像が得られ、各画像から被検体の各波長の光に対する特性を観察することができる。

[0008] 上記発明においては、前記少なくとも2つのコア部から照射される前記照明光が、互いに異なる偏光方向を有し、前記検出部が、前記受光部によって受光された戻り光を偏光方向によって分岐する偏光分岐機構と、該偏光分岐機構によって分岐された各偏光方向の戻り光を検出する少なくとも2つの光検出器とを備えた構成とさせていてもよい。

[0009] このようにすることで、画像生成部は、各光検出器によって検出された各

偏光方向の戻り光の情報から各走査領域の画像を生成することとなる。これにより、被検体の異なる偏光方向の光による画像が得られ、各画像から被検体の各偏光方向の光に対する特性を観察することができる。また、各コア部から照射される照明光として同一の波長帯域の光を用いることができる。

[0010] 上記の波長分岐機構または偏光分岐機構を備えた構成においては、前記少なくとも2つのコア部に該コア部の基端側から前記照明光を入射する照明部を備え、該照明部が、前記少なくとも2つのコア部に同時に前記照明光を入射することとしてもよい。

このようにすることで、視点が異なる複数の画像を同時に取得することができる。

[0011] 上記発明においては、前記少なくとも2つのコア部に該コア部の基端側から照明光を入射する照明部を備え、該照明部が、前記少なくとも2つのコア部に時分割で前記照明光を入射することとしてもよい。

このようにすることで、視点が異なる複数の画像を略同時に取得することができる。また、走査領域に照明光が照射される積算時間を短くして照明光が走査領域に与える影響を低減することができる。

[0012] 上記発明においては、前記光ファイバ部材の先端側に設けられ、前記照明光を集束させる光学部材を備えることとしてもよい。

このようにすることで、被検体に照射される照明光のスポット径をより小さくして画像の分解能を向上することができる。

上記発明においては、前記光ファイバ部材の振動に応じて前記戻り光が画像化されるように前記駆動部と前記画像生成部とを同期させる制御部を備えることとしてもよい。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、立体視観察可能な複数の視点からの画像を取得可能でありながら挿入部の細径化を図ることができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡装置の全体構成図である。

[図2]図1の投光ファイバの先端部を拡大した図である。

[図3]図1の挿入部の先端面を示す図である。

[図4]図1の走査型内視鏡装置によって照明光が走査される2つの走査領域を示す図である。

[図5]図1の投光ファイバの変形例を示す図である。

[図6]図2の投光ファイバの先端面にGRINレンズが設けられた構成を示す図である。

[図7]図2の投光ファイバの先端面にボールレンズが設けられた構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下に、本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡装置1について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る走査型内視鏡装置1は、平行法により立体視可能な視差画像を取得するものである。走査型内視鏡装置1は、図1に示されるように、照明光L1, L2を射出する投光ファイバ(光ファイバ部材)2、受光ファイバ3および投光ファイバ2の先端部を振動させるアクチュエータ(駆動部)4を有する挿入部5と、投光ファイバ2に照明光L1, L2を供給する照明ユニット6と、アクチュエータ4を駆動させる駆動ユニット7と、受光ファイバ3によって受光された照明光L1, L2の戻り光を光電変換する検出ユニット(検出部)8と、該検出ユニット8からの信号に基づいて視差画像を生成する画像生成ユニット9と、照明ユニット6および駆動ユニット7の作動を制御するとともに画像生成ユニット9により生成された視差画像をモニタ14に出力する制御ユニット10とを備えている。

[0016] 挿入部5の内部には、投光ファイバ2および受光ファイバ3が長手方向に沿って配置されている。投光ファイバ2の先端側には照明光学系11が設かれている。

投光ファイバ2は、図2に示されるように、少なくとも先端部分において一体に接合された2つの光ファイバ21, 22からなる。各光ファイバ21

, 22は、1つずつコア（コア部）21a, 22aを有するシングルモードファイバである。一方のコア21aから射出された第1の照明光L1および他方のコア22aから射出された第2の照明光L2は、照明光学系11によって集束されて観察面Aに照射される。

[0017] ここで、後述するように、第1の照明光L1の波長と第2の照明光L2の波長は互いに異なる。したがって、これらの照明光L1, L2は、照明光学系11を通過する際に生じる収差によって、観察面A上において光軸に交差する方向にずれた位置を照射する。

[0018] このときの2つの照明光L1, L2の照射位置のずれ量dは、例えば、80μm以上500μm以下程度が好ましい。各光ファイバ21, 22の直径を勘案すると、照射位置のずれ量dを80μmより小さくすることは困難である。一方、照射位置のずれ量dが500μmより大きい場合、挿入部5が太径化するため好ましくない。照射位置のずれ量dは、2つのコア21a, 22a間の距離や各コア21a, 22aからの照射光L1, L2の射出方向などを調節することにより設計されることもできる。

[0019] 受光ファイバ3は、その先端面からなる受光面（受光部）31によって2つの照明光L1, L2の戻り光を共通して受光し、受光した戻り光を検出ユニット8へ導光する。ここで、図3に示されるように、受光ファイバ3は複数（図示する例では12）備えられ、挿入部5の先端面において受光面31が照明光学系11を周方向に囲んで配列されている。これにより、観察面Aからの戻り光の受光量が増大されるようになっている。

[0020] アクチュエータ4は、例えば、電磁式またはピエゾ式である。アクチュエータ4は、駆動ユニット7から駆動電圧（後述）が印加されることにより、投光ファイバ2の先端部分を、該投光ファイバ2の長手方向に交差する2軸方向（X方向およびY方向）に振動させる。これにより、2つの照明光L1, L2が同時に観察面A上において2次元走査される。走査方式は、特に限定はなく、スパイラル走査方式やラスター走査方式などが用いられる。

[0021] ここで、2つの光ファイバ21, 22の先端部分が互いに接合されている

ことにより、図4に示されるように、2つの照明光L₁，L₂の走査軌跡は同一形状となる。また、2つの照明光L₁，L₂によって走査される観察面A上の走査領域（図示する例ではスパイラル走査方式による走査領域）S₁，S₂が、2つの照明光L₁，L₂の照射位置のずれ量dだけずれることとなる。

[0022] 照明ユニット6は、第1の波長を有する第1の照明光L₁を一方のコア2_{1a}に入射し、第1の波長とは異なる第2の波長を有する第2の照明光L₂を他方のコア2_{2a}に入射するように構成されている。第1の照明光L₁および第2の照明光L₂は、単一波長の連続波である。第1の波長および第2の波長は、例えば、532nmと440nmである。照明ユニット6は、例えば、第1の照明光L₁と第2の照明光L₂とをそれぞれ射出する2つの光源によって構成される。光源としては、導光効率に優れた単一波長の固体レーザーが好ましい。

[0023] 駆動ユニット7は、アクチュエータ4を駆動させる駆動信号をデジタル信号として生成する信号生成部7₁と、該信号生成部7₁によって生成された駆動信号をアナログ信号に変換するD/A変換部7_{2a}，7_{2b}と、該D/A変換部7_{2a}，7_{2b}の出力を増幅する信号增幅部7₃とを備えている。

[0024] 信号生成部7₁は、投光ファイバ2を振動させるX方向およびY方向についての2つの駆動信号を生成し、2つの駆動信号を別々のD/A変換部7_{2a}，7_{2b}に入力する。信号增幅部7₃は、D/A変換部7_{2a}，7_{2b}によって生成されたアナログ信号、つまり、駆動電圧を、アクチュエータ4の駆動に適した大きさまで増幅してアクチュエータ4に出力する。

[0025] 検出ユニット8は、各受光ファイバ3によって導光されてきた戻り光を波長によって分配する波長分波器（波長分岐機構）8₁と、該波長分波器8₁によって分配された各戻り光を検出して光電変換する2つの光検出器8_{2a}，8_{2b}とを備えている。

波長分波器8₁は、入力された戻り光のうち、第1の波長を有する戻り光と第2の波長を有する戻り光を抽出して別々の光検出器8_{2a}，8_{2b}に出

力する。

光検出器 82a, 82b は、例えば、フォトダイオードや光電子増倍管である。各光検出器 82a, 82b は、検出した戻り光の光量に応じた大きさの光電流を各 A/D 変換部 91a, 91b に出力する。

[0026] 画像生成ユニット 9 は、各光検出器 82a, 82b から出力された光電流をデジタル信号に変換する 2 つの A/D 変換部 91a, 91b と、該各 A/D 変換部 91a, 91b によって生成されたデジタル信号から 2 次元画像を生成する視差画像生成部 92 とを備えている。

[0027] 視差画像生成部 92 は、各 A/D 変換部 91a, 91b から受け取ったデジタル信号と、制御ユニット 10 から受け取った照射光 L1, L2 の走査位置の情報（後述）とに基づいて、2 つの 2 次元画像を生成する。ここで、2 つの 2 次元画像は、第 1 の照明光 L1 による走査領域 S1 からの戻り光から生成した画像と、第 2 の照明光 L2 による走査領域 S2 からの戻り光から生成した画像である。すなわち、2 つの 2 次元画像は、2 つの照明光 L1, L2 の照射位置のずれ量 d に相当する量だけ視点が平行に移動した画像である。これら 2 つの 2 次元画像から視差画像を構成することができる。

[0028] 制御ユニット 10 は、信号生成部 71 に対して駆動信号の仕様、例えば、振動数や振幅などを指定する指定信号を出力するとともに、該指定信号の情報、つまり、照射光 L1, L2 の走査位置を含む情報を視差画像生成部 92 に出力する。

また、制御ユニット 10 は、視差画像生成部 92 から受け取った 2 つの 2 次元画像を、立体視観察に適した状態に画像再構築しモニタ 14 に表示させる。これにより、操作者は、走査型内視鏡装置 1 によって画像生成された観察面 A を立体視観察することができる。

[0029] この場合に、本実施形態によれば、2 つの照明光 L1, L2 によって視差画像を取得する構成であっても、2 つの照明光 L1, L2 を走査するアクチュエータ 4 が 1 つで済むので、挿入部 5 の細径化を図ることができるという利点がある。また、異なる波長の照明光 L1, L2 による観察面 A の画像が

取得されるので、異なる波長帯域の光による同時観察が可能となる。例えば、第1の照明光L1を蛍光色素の励起光（例えば、近赤外光）に変更し、第2の励起光L2をRGBの3つの固体レーザーからの光を合波させた白色光に変更し、波長分波器81によって分配する戻り光の波長を適宜変更することにより、蛍光画像と白色光画像とを同時に観察することができる。

[0030] なお、本実施形態においては、各コア21a, 22aから照射される照明光L1, L2の波長が互いに異なることとしたが、これに代えて、偏光方向が互いに異なることとしてもよい。この場合には、照明ユニット6が、例えば、異なる偏光方向の光を抽出して各コア21a, 22aに出力する2つの偏光素子を備える。また、観察面Aと受光面31との間には、各偏光方向の光を抽出する偏光分波器（図示略、偏光分岐機構）が備えられる。

このようにしても、各走査領域S1, S2からの戻り光を区別して検出し、各走査領域S1, S2の画像を別々に生成することができる。また、第1の照明光L1および第2の照明光L2として同一波長の光を用いることが可能となる。

[0031] また、本実施形態においては、投光ファイバ2が单一のコアを有する2つの光ファイバ21, 22からなることとしたが、これに代えて、図5に示されるように、2つのコア23a, 23bを有する1つの光ファイバ23からなっていてもよい。

このようにしても、光軸に交差する方向にずれた位置を照射する2つの照明光を1つのアクチュエータ4によって同時に2次元走査して視差画像を得ることができる。

[0032] また、本実施形態においては、2つの光ファイバ21, 22の先端面に、各コア21a, 22aから射出された照明光L1, L2を平行光にまたはより小さいスポット径に集束する光学部材が接合されていてもよい。光学部材としては、例えば、図6に示されるように、GRIN（屈折率分布）レンズ12や、図7に示されるように、ボールレンズ13が用いられる。このようにすることで、視差画像の分解能を向上することができる。このよう

して光学部材を備える場合には、照明光学系 1 1 が省略されていてもよい。

[0033] また、本実施形態においては、照明光 L 1, L 2 として連続光を用いることとしたが、これに代えて、パルス光を用いることとしてもよい。

このようにすることで、観察面 A に照明光 L 1, L 2 が照射される積算時間が短くなるので、観察面 A に照明光 L 1, L 2 が与える影響を低減することができる。例えば、蛍光観察の際には蛍光色素の褪色を防止することができる。また、第 1 の照明光 L 1 と第 2 の照明光 L 2 を時分割で観察面 A に照射する場合には、観察面 A における生体分子の挙動などの時間分解測定を行うこともできる。

[0034] 照明光 L 1, L 2 としてパルス光を用いる場合には、照明ユニット 6 が、2 つの照明光 L 1, L 2 をパルスのタイミングをずらして各コア 2 1 a, 2 2 a に入射し、検出ユニット 8 が、パルスのタイミングに同期して戻り光を検出するように構成されていてもよい。この構成においては、照明光 L 1, L 2 の波長は同一であってもよく、異なっていてもよい。後者の場合は 2 つの異なる蛍光色素を用いた蛍光イメージングに適している。

[0035] また、本実施形態においては、投光ファイバ 2 が 2 つコア 2 1 a, 2 2 a を備えることとしたが、これに代えて、3 つ以上のコアを備えることとしてもよい。例えば、単一のコアを有する 3 つ以上の光ファイバの先端部分を互いに接合した場合でも、全てのコアからの照射光を走査するアクチュエータ 4 が 1 つ済むので、挿入部 5 の細径化を図りながら 3 つ以上の照明光による観察面 A の画像を取得することができる。

符号の説明

- [0036] 1 走査型内視鏡装置
- 2 投光ファイバ
- 3 受光ファイバ
- 4 アクチュエータ（駆動部）
- 5 挿入部
- 6 照明ユニット（照明部）

- 7 駆動ユニット
- 8 検出ユニット（検出部）
- 9 画像生成ユニット（画像生成部）
- 10 制御ユニット
- 11 照明光学系
- 12 G R I Nレンズ（光学部材）
- 13 ポールレンズ（光学部材）
- 14 モニタ
- 21, 22, 23 光ファイバ（光ファイバ部材）
- 21a, 22a, 23a, 23b コア（コア部）
- 31 受光面（受光部）
- 71 信号生成部
- 72a, 72b D/A変換部
- 73 信号増幅部
- 81 波長分波器（波長分岐機構）
- 82a, 82b 光検出器
- 91a, 91b A/D変換部
- 92 視差画像生成部
- A 観察面
 - L1 第1の照明光
 - L2 第2の照明光

請求の範囲

- [請求項1] 被検体内に挿入される細長い挿入部内に長手方向に沿って設けられ、基端側からそれぞれ導光した照明光をその先端から、前記照明光の光軸に交差する方向に互いにずれた位置に照射する少なくとも2つのコア部を有する光ファイバ部材と、
該光ファイバ部材の長手方向に交差する2軸方向に少なくとも2つの前記コア部の先端部を一体的に振動させることにより前記照明光を2次元走査させる駆動部と、
少なくとも2つの前記照明光の戻り光を共通して受光する受光部と、
該受光部によって受光された少なくとも2つの前記戻り光を別々に検出する検出部と、
該検出部によって検出された前記各戻り光を、前記駆動部による前記照明光の照射位置に基づいて画像化することにより各照明光の走査領域の画像を生成する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置。
- [請求項2] 前記少なくとも2つのコア部から照射される前記照明光が、互いに異なる波長を有し、
前記検出部が、前記受光部によって受光された戻り光を波長によって分岐する波長分岐機構と、該波長分岐機構によって分岐された各波長の戻り光を検出する少なくとも2つの光検出器とを備える請求項1に記載の走査型内視鏡装置。
- [請求項3] 前記少なくとも2つのコア部から照射される前記照明光が、互いに異なる偏光方向を有し、
前記検出部が、前記受光部によって受光された戻り光を偏光方向によって分岐する偏光分岐機構と、該偏光分岐機構によって分岐された各偏光方向の戻り光を検出する少なくとも2つの光検出器とを備える請求項1に記載の走査型内視鏡装置。
- [請求項4] 前記少なくとも2つのコア部に該コア部の基端側から前記照明光を

入射する照明部を備え、

該照明部が、前記少なくとも 2 つのコア部に同時に前記照明光を入射する請求項 2 または請求項 3 に記載の走査型内視鏡装置。

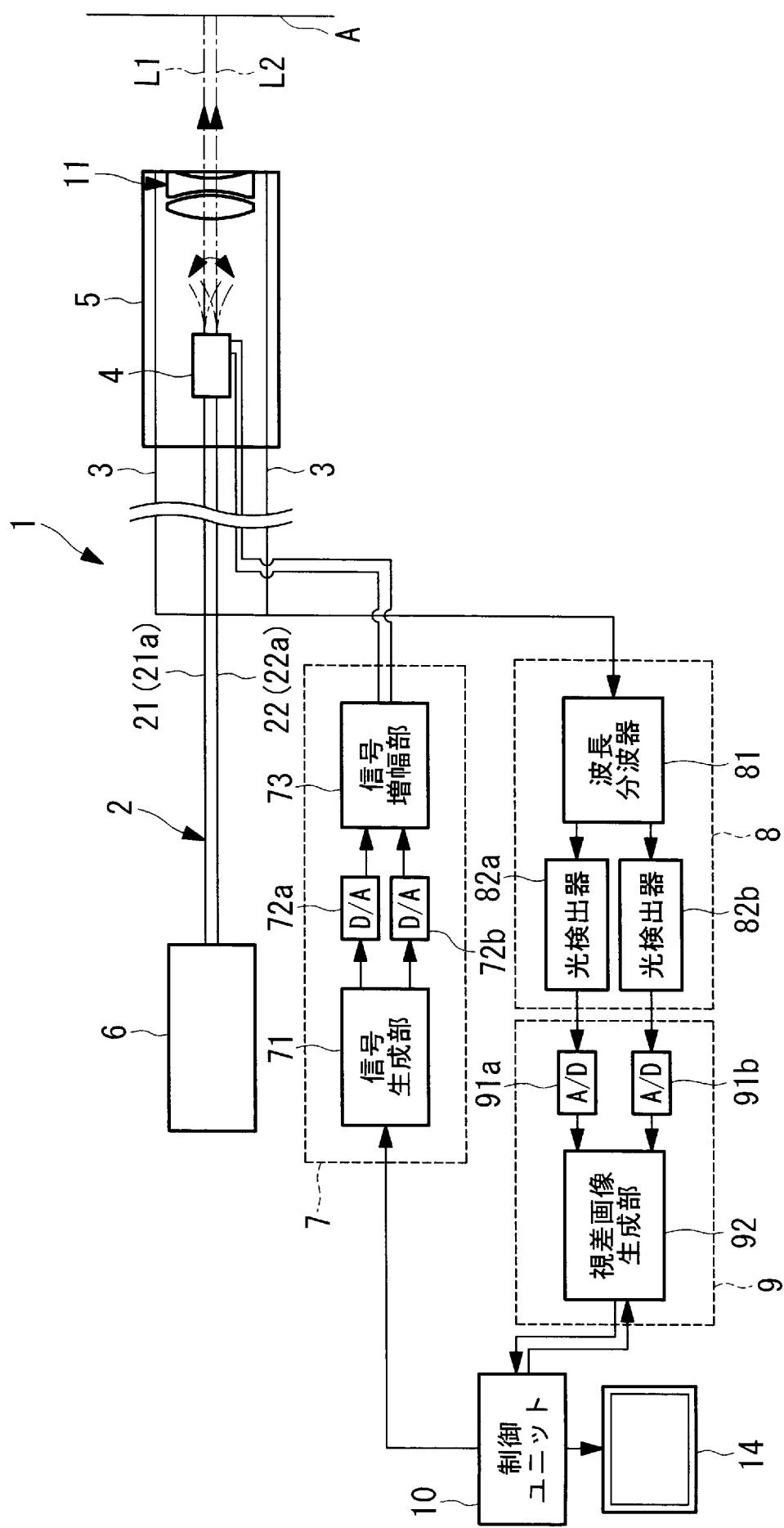
[請求項5] 前記少なくとも 2 つのコア部に該コア部の基端側から照明光を入射する照明部を備え、

該照明部が、前記少なくとも 2 つのコア部に時分割で前記照明光を入射する請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

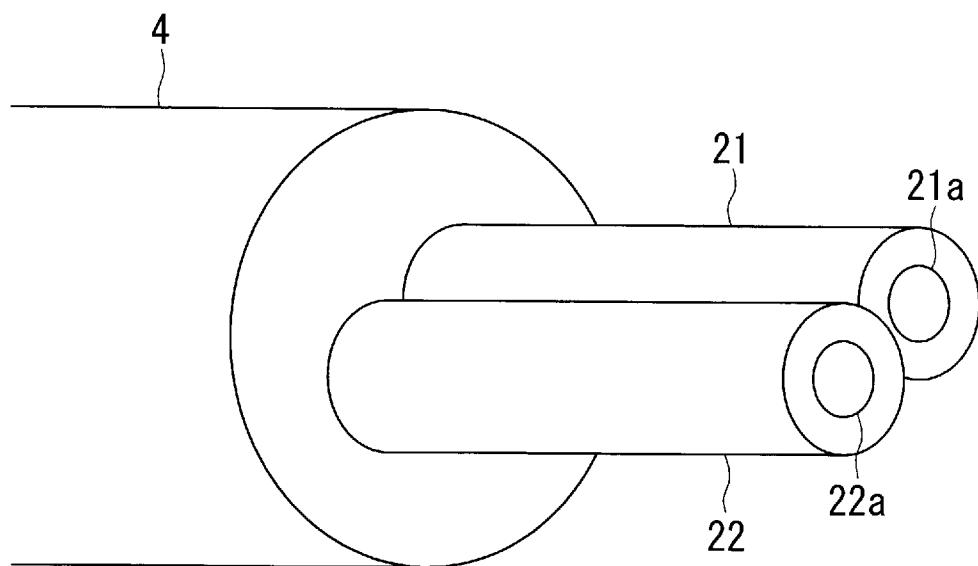
[請求項6] 前記光ファイバ部材の先端側に設けられ、前記照明光を集束させる光学部材を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

[請求項7] 前記光ファイバ部材の振動に応じて前記戻り光が画像化されるよう前記駆動部と前記画像生成部とを同期させる制御部を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

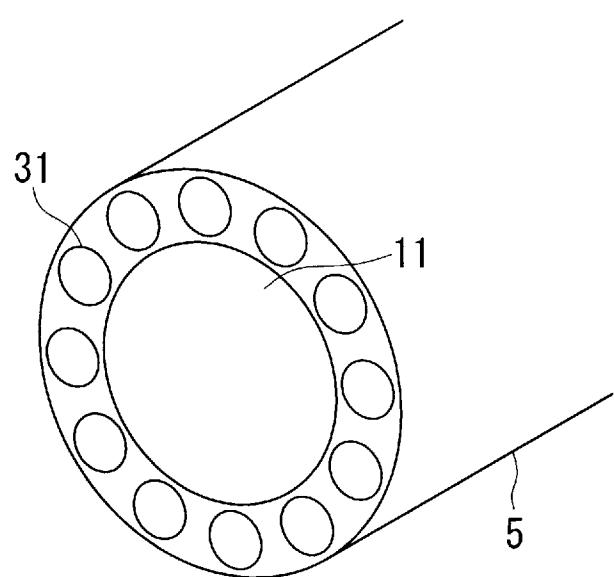
[図1]



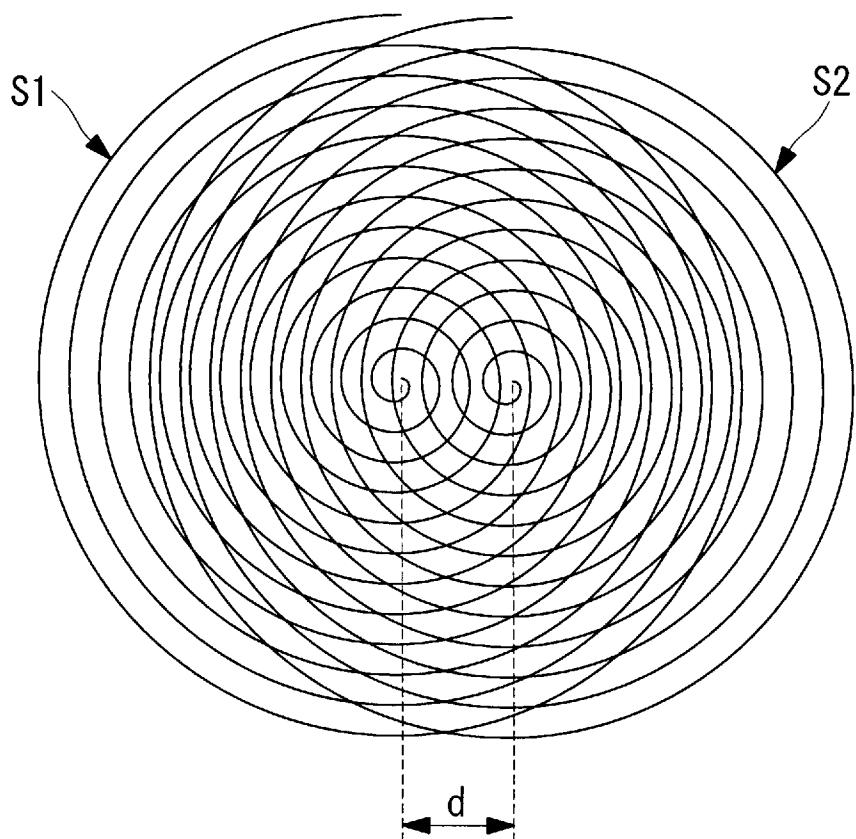
[図2]



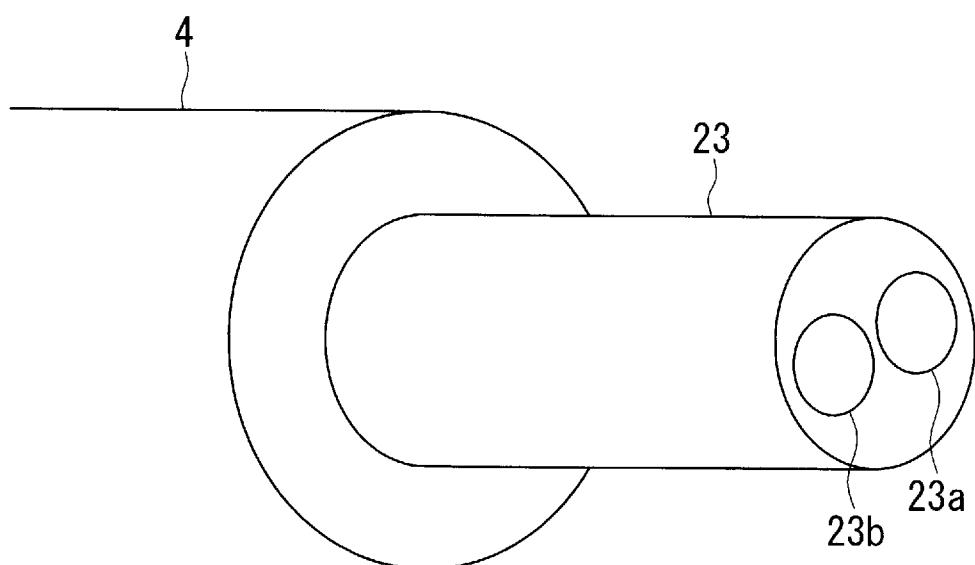
[図3]



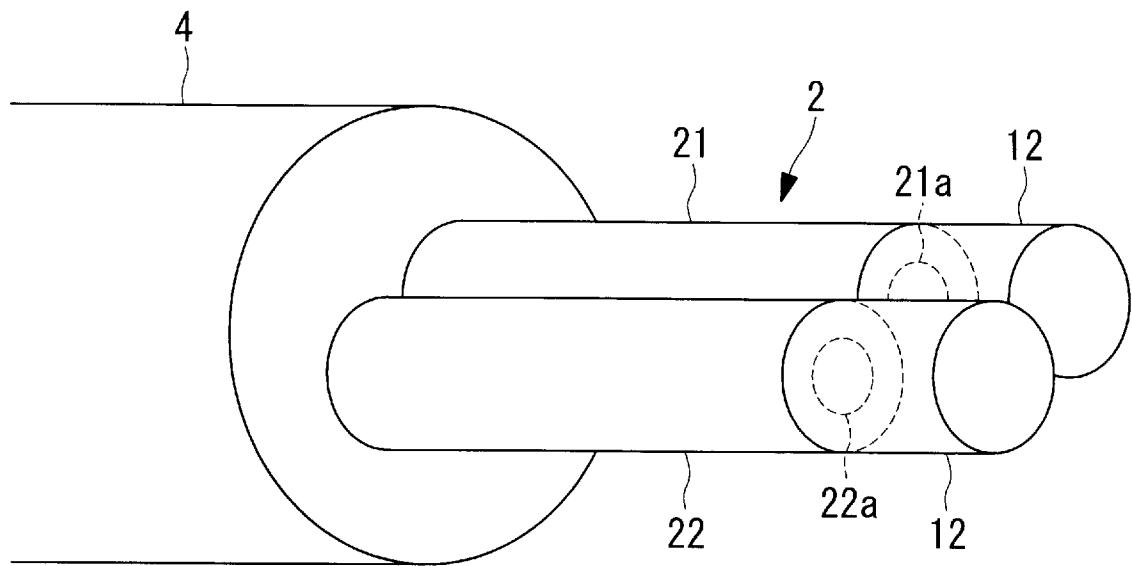
[図4]



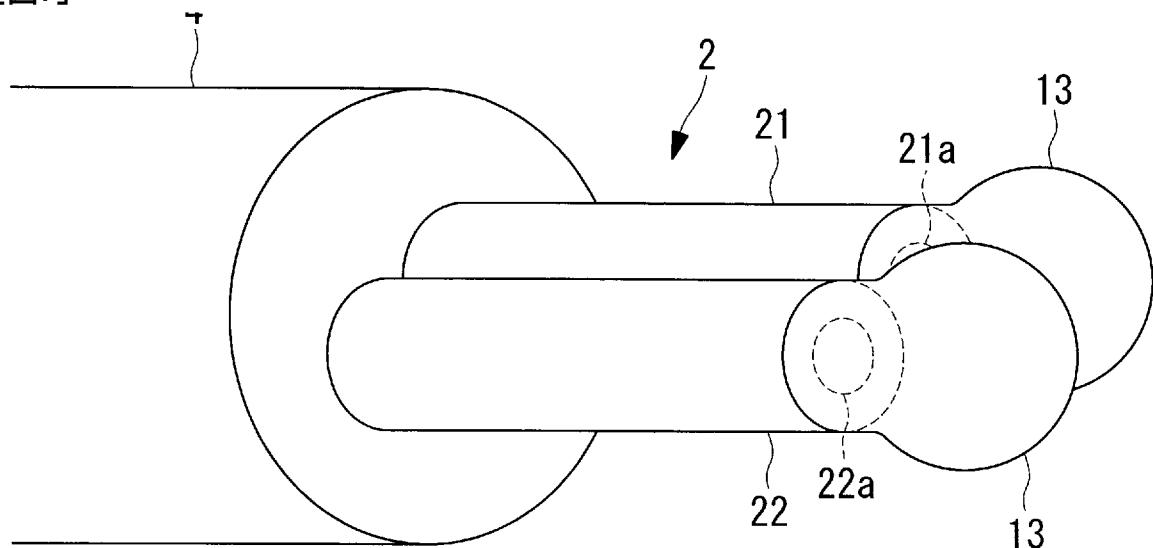
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/055186

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24 (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, A61B1/06, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

<i>Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1922-1996</i>	<i>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</i>	<i>1996-2012</i>
<i>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1971-2012</i>	<i>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1994-2012</i>

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.
A	JP 2011-36592 A (Hoya Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), entire text; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-7
A	JP 2011-504782 A (The University of Washington), 17 February 2011 (17.02.2011), entire text; fig. 1 to 20C & EP 2225699 A & WO 2009/070160 A1	1-7
A	JP 5-504845 A (HICKS, John, Wilbur), 22 July 1993 (22.07.1993), entire text; fig. 1 to 29 & US 5074642 A & EP 571369 A & WO 1991/007675 A1	1-7

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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
29 May, 2012 (29.05.12)

Date of mailing of the international search report
05 June, 2012 (05.06.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/055186

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2006/080076 A1 (Saga University), 03 August 2006 (03.08.2006), entire text; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-7

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, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(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, A61B1/06, G02B23/24

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	1971-2012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
A	JP 2011-36592 A (HOYA株式会社) 2011.02.24, 全文, 第1-7図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2011-504782 A (ユニヴァーシティ オブ ワシントン) 2011.02.17, 全文, 第1-20C図 & EP 2225699 A & WO 2009/070160 A1	1-7

☑ 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

- 「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

の日の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 29.05.2012	国際調査報告の発送日 05.06.2012
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	特許序審査官（権限のある職員） 原俊文 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 2Q 4078

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	JP 5-504845 A (ヒックス, ジョン・ウィルバー) 1993.07.22, 全文, 第1-29図 & US 5074642 A & EP 571369 A & WO 1991/007675 A1	1-7
A	WO 2006/080076 A1 (国立大学法人佐賀大学) 2006.08.03, 全文, 第1-7図 (ファミリーなし)	1-7