

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5380690号
(P5380690)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/26 C

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2008-1201 (P2008-1201)
 (22) 出願日 平成20年1月8日(2008.1.8)
 (65) 公開番号 特開2009-160257 (P2009-160257A)
 (43) 公開日 平成21年7月23日(2009.7.23)
 審査請求日 平成22年10月22日(2010.10.22)

前置審査

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 110001405
 特許業務法人篠原国際特許事務所
 (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

審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡対物光学系及びそれを用いた内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

蛍光観察を目的とする内視鏡対物光学系において、

赤から近赤外光領域において透過域を持ち、励起光の波長帯における透過率が0.1%以下、入射角25°の光線の透過率が0.1%以上であり、且つ入射角0°の光線の透過率が50%以上となる波長が680nm以上である同一の透過率特性を持つ、単一種類の励起光をカットするための励起光カットフィルタを少なくとも2枚配置し、前記励起光カットフィルタのうちの何れか2枚の間にパワーを持つ光学素子を配置したことを特徴とする内視鏡対物光学系。

【請求項 2】

前記励起光カットフィルタの内の少なくとも1枚を、光学系の瞳位置近傍に配置したことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡対物光学系。

【請求項 3】

前記励起光カットフィルタ2枚の間に配置された光学素子は、正のパワーを持つことを特徴とする請求項1又は2に記載の内視鏡対物光学系。

【請求項 4】

物体側から順に配置された、負のパワーを持つ第1レンズ群と、正のパワーを持つ第2レンズ群と、正のパワーを持つ第3レンズ群とで構成され、前記3群の後に少なくとも1枚の励起光カットフィルタを配置したことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の内視鏡対物光学系。

10

20

【請求項 5】

光源ランプと被写体との間の照明光路中に励起光を透過する励起フィルタを有し、励起光により照射された観察物体を、励起光カットフィルタを含む対物光学系により観察する内視鏡システムにおいて、前記励起フィルタの入射角 0° の光線の透過率が 0.1% となる波長での前記励起光カットフィルタの入射角 25° の光線の透過率が 0.1% 以上となることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の内視鏡対物光学系を持つ内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用対物光学系、特に蛍光内視鏡用対物光学系及びそれを用いた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

蛍光観察において、励起光は蛍光と比べて約 1000 倍以上と強度が大きいため、その一部でも撮像面に到達すると S/N 比が悪くなる。このため、従来、励起光の撮像面への進入を防止して S/N 比を向上させるための様々な対策が講じられている。

この対策の例として、例えば、特許文献 1 には、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光を複数の励起光カットフィルタを通して検出するようにすると共に、前記複数の励起光カットフィルタのうち初段の励起光カットフィルタが前記励起光の照射により蛍光を発生しないフィルタとする構成が開示されている。また、特許文献 2 には、被写体の像を結像する対物光学系内に励起光の透過率を 0.1% 以下にする励起光カットフィルタを設けると共に、前記励起光カットフィルタの外周部と該励起光カットフィルタを保持する保持枠の内周部との隙間を通過する励起光を防止する通過光防止手段を設けるようにした構成が開示されている。

【特許文献 1】特開 2001 - 128927 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 344230 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで、特許文献 2 で提案されているような構成の場合、対物光学系の視野内からの励起光即ち対物光学系の光軸とほぼ平行に進む励起光は励起光カットフィルタにより遮断されて撮像素子には到達しないが、励起光カットフィルタとして好適な薄膜フィルタ（光学薄膜フィルタ）を採用した場合、斜めに入射する光に対しては特性が変化してその光を透過してしまう性質があるため、対物光学系の視野外からの励起光で保持枠やレンズ側面で反射・散乱して励起光カットフィルタへの入射角が大きくなる励起光は透過してしまう。この透過励起光は、直接或いは保持枠などで反射して撮像素子に到達することによりフレアとなる。撮像素子としての CCD で観察する自家蛍光は、この励起光に対して 0.1% 未満と微量であるため、この透過励起光は、たとえ多重散乱光であっても蛍光観察には障害となるほどの強度となる。

特に、内視鏡の対物光学系においては、小型化の必要性から短い光路内に保持枠が近接配置された構成となるため、保持枠やレンズ側面での反射・散乱光が光路内に戻ってきやすい。通常の観察であれば光路内で十分減衰されるため、CCD に到達する光は少なく問題とはならないが、蛍光観察においては、フィルタに斜入射し反射・散乱した場合はフレアと認識されてしまい問題である。

【0004】

一般に、励起光カットフィルタにより十分に励起光を遮断するためには、励起光の波長帯の透過率は大きくとも 0.1% 以下とするのがよいことが知られている。また、蛍光物質の多くは吸収波長帯と励起波長帯が近く（図 6 参照）、励起光を十分に遮断しつつ蛍光を透過させるためには、フィルタに急峻な透過率特性が求められるため、励起光カットフ

10

20

30

40

50

フィルタには薄膜フィルタ（光学薄膜フィルタ）を用いることが多い。一方、薄膜フィルタ（光学薄膜フィルタ）には入射角特性があり、入射する光の角度が大きくなるほど特性が短波長側にずれる性質がある（図 7 参照）。このずれ量は、長波長光ほど大きくなるため、赤～近赤外の波長帯域の蛍光を観察対象とする場合、影響はより大きくなる。

【 0 0 0 5 】

一般的に、誘電体多層膜を基本とした薄膜フィルタにおいて、入射角 0° において干渉効果が最大となる基準波長を λ_0 と置くと、入射角 θ のときの基準波長 λ とは以下の関係にある。

$$\lambda = \lambda_0 \cdot \cos \theta$$

これは、光の入射角が大きくなるほど特性が短波長側にずれることを示す式であるが、一方基準波長が長くなる程ずれ量が大きくなることも示している。例えば、緑色蛍光を観察するために 500nm を基準波長としたフィルタを用いた場合と、赤外蛍光を観察するために 750nm を基準としたフィルタを用いた場合では、特性のずれ量がおおよそ 1.5 倍になることを示しており、赤～近赤外の波長帯域の蛍光を観察対象とする場合、前記フレアの影響はより大きくなる。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上述のごとき問題点に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、励起光カットフィルタへの斜入射による励起光漏れを有効に防止することができ、且つ励起光に対して微弱な蛍光でもフレアなく観察できるようにした内視鏡対物光学系及び内視鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するため、本発明による内視鏡対物光学系は、蛍光観察を目的とする内視鏡対物光学系において、赤から近赤外光領域において透過域を持ち、励起光の波長帯における透過率が 0.1% 以下、入射角 25° の光線の透過率が 0.1% 以上であり、且つ入射角 0° の光線の透過率が 50% 以上となる波長が 680nm 以上である同一の透過率特性を持つ、単一種類の励起光をカットするための励起光カットフィルタを少なくとも 2 枚配置し、前記励起光カットフィルタのうちの何れか 2 枚の間にパワーを持つ光学素子を配置したことを特徴とする。

本発明のように、同一の透過率特性を持つ、単一種類の励起光をカットするための励起光カットフィルタを少なくとも 2 枚配置し、前記励起光カットフィルタのうちの何れか 2 枚の間にパワーを持つ光学素子を配置すれば、一方の励起光カットフィルタに大きな角度で入射して透過した励起光に対し、光学素子により光線の角度を変化させることができるため、光学素子に光線の光軸に対する角度が小さくなるように光線を曲げるパワーを持たせることで、もう一方の励起光カットフィルタに対する光線の入射角度が小さくなり、もう一方の励起光カットフィルタにより、透過特性の短波長側へのシフトを起因とする該一方の励起光カットフィルタで遮断できずに透過した励起光を遮断することができ、励起光に対して微弱な蛍光でもフレアなく観察できる。

また、光の入射角が大きくなるほど透過特性が短波長側にずれるという、入射角特性の影響は、長波長の光に対するほど大きくなるが、本発明のように、励起光カットフィルタを、赤外から近赤外光領域において透過域を持ち、励起光の波長帯における透過率が 0.1% 以下、入射角 25° の光線の透過率が 0.1% 以上であり、且つ入射角 0° の光線の透過率が 50% 以上となる波長が 680nm 以上である同一の透過率特性を持つように構成すれば、赤から近赤外の波長領域の蛍光を観察対象とする蛍光観察において、励起光カットフィルタへの斜入射に伴う透過特性の短波長側へのシフトに起因する励起光漏れを有効に遮断するという本発明の効果をより顕著に発揮させることができる。

また、本発明のように、励起光カットフィルタを、入射角 0° の光線の透過率が 50% 以上となる波長が 680nm 以上であるように構成すれば、近赤外の蛍光観察とおおよそ $380 \sim 600\text{nm}$ の光を用いる通常観察とを共用させることも可能となる（図 5 参照）。

また、本発明の内視鏡対物光学系においては、前記励起光カットフィルタの内の少なく

10

20

30

40

50

とも１枚を、光学系の瞳位置近傍に配置するのが好ましい。

この構成により、励起光カットフィルタの製造上の問題に起因する励起光の部分的な漏れが画像に与える影響を好適に抑えることができる。瞳近傍は光束径が大きいため、励起光の漏れの大きさが相対的に小さく、 S/N 比が改善する。

【００１０】

また、本発明によれば、前記励起光カットフィルタ２枚の間に配置された光学素子は、正のパワーを持つことを特徴とする。

この構成により、励起光カットフィルタに斜入射して透過した光線を、より光軸に対する角度が小さくなるように曲げることができるようになる。

【００１２】

また、本発明によれば、物体側から順に配置された、負のパワーを持つ第１レンズ群と、正のパワーを持つ第２レンズ群と、正のパワーを持つ第３レンズ群とで構成され、前記３群の後に少なくとも１枚の励起光カットフィルタを配置したことを特徴とする。

この構成により、蛍光内視鏡に適したコンパクト且つ S/N の高い対物光学系を提供することができる。

【００１３】

また、本発明による内視鏡システムは、光源ランプと被写体との間の照明光路中に励起光を透過する励起フィルタを有し、励起光により照射された観察物体を、励起光カットフィルタを含む対物光学系により観察する内視鏡システムにおいて、前記励起フィルタの入射角 0° の光線の透過率が 0.1% となる波長での前記励起光カットフィルタの入射角 25° の光線の透過率が 0.1% 以上となることを特徴とする上記本発明のいずれかの内視鏡対物光学系を有している。

この構成により、蛍光物質の吸収波長と蛍光波長に合わせて励起フィルタと励起光カットフィルタの透過域を近づけることができ、より効果的な蛍光観察を行うことができる。

【発明の効果】

【００１４】

本発明によれば、励起光カットフィルタへの斜入射による励起光漏れを観察波長が長いほど効果的に防止することができ、励起光に対して微弱な蛍光でもフレアなく観察できる内視鏡対物光学系及び内視鏡システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

以下、本発明の実施の態様を図示した実施例に基づき説明する。

図１は本発明に係る内視鏡対物光学系を有する内視鏡システムの一例の全体構成を示す概略図、図２は本発明に係る内視鏡対物光学系の一実施例の光学構成を明示した光軸に沿う断面図、図３は図２に示した内視鏡対物光学系における明るさ絞りと励起光カットフィルタとの配置関係を示す部分拡大断面図である。

【００１６】

図１において、１は光源ランプ１ａ，集光光学系１ｂ，励起フィルタ１ｃを含む回転フィルタ板１ｄ等を備えた光源装置、２は光源装置１から出射した励起光を照明光学系３へ導くライトガイド、４は本発明に係る後述の対物光学系、５は対物光学系４により結像された物体像を受像する高感度ＣＣＤ等の撮像素子、６は撮像素子５により得られた画像信号を画像化する画像プロセッサ、７は物体像を表示するモニターである。

ライトガイド２，照明光学系３，対物光学系４及び撮像素子５は、周知のごとく内視鏡先端部を構成する硬質管内に収納されている。

【００１７】

図２は対物光学系４の詳細構造を示しており、図中、４０１はレンズ枠で、このレンズ枠４０１内には、平凹レンズ４０２，両凸レンズ４０３，明るさ絞り４０４，第１の励起光カットフィルタ４０５，光学フィルタ４０６，両凸レンズ４０７，物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズ４０８及び第２の励起光カットフィルタ４０９が、保持環等を介し所定間隔を置いて物体側から順次配置されている。なお、撮像素子５はレンズ枠４０１に

嵌着された保持管 410 内に保持され、撮像素子 5 の前側（物体側）にはカバーガラス 411 が配置されている。ここで、平凹レンズ 402 は負のパワーを持つ第 1 レンズ群を、両凸レンズ 403 は正のパワーを持つ第 2 レンズ群を、両凸レンズ 407 と負メニスカスレンズ 408 とで正のパワーを持つ第 3 レンズ群を、それぞれ構成する。

【0018】

なお、第 1 及び第 2 の励起光カットフィルタ 405 及び 409 は、赤～近赤外光領域において透過域を持ち、その 1 つの透過率は、励起光の波長帯における入射角 0° の光線の透過率が 0.1% 以下、入射角 25° の光線の透過率が 0.1% 以上であり、且つ入射角 0° の光線の透過率が 50% となる波長が 680nm 以上であるように、選定されている。

【0019】

本発明に係る内視鏡対物光学系は、上記のごとく構成されているから、図 2 に破線で示すように、対物レンズ 402 に光軸に対して大きな角度で対物光学系 4 内へ入射して両凸レンズ 403 の外周面で反射し、第 1 の励起光カットフィルタ 405 に斜めに進入した光線（励起光）も両凸レンズ 407 により光軸側に曲げられて、光軸に対する角度が小さい状態で第 2 の励起光カットフィルタ 409 に進入するから、励起光は効率的に遮断されると共に、第 2 の励起光カットフィルタ 409 を抜けて保持管 410 の内壁面で反射し散乱する光も皆無となるから、S/N 比を著しく向上させることができ、励起光に対して微弱な蛍光でもフレアなく、容易に観察することが出来る。

この説明で明らかな如く、両凸レンズ 407 はこれに限定されるものではなく、両凸レンズの代わりにプリズムを用いることもでき、要は、望ましくは正であるパワーを持つ光学素子であれば良い。

【0020】

図 3 は明るさ絞り 404 と第 1 の励起光カットフィルタ 405 と光学フィルタ 406 との配置関係を示す詳細図であるが、この図から明かなように、第 1 の励起光カットフィルタ 405 は、主に励起光カットの機能を果たす側の面 405a が、明るさ絞り 404 と接しない側に位置するように配置されていると共に、前記面 405a と接して励起光カットフィルタ 405 の口径を決める遮蔽部材 413 は、明るさ絞り 404 で決定される光束の外側に位置するように配置されている。

従って、振動等により明るさ絞り 404 と第 1 の励起光カットフィルタ 405 とがこすれて矢印 A で示す部分が傷付くようなことがあっても、そこから励起光漏れを起こして励起光カット機能を損ねるようなことはなく、また、励起光カット面 405a と遮蔽部材 412 とが接する矢印 B で示す部分に傷が付くようなことがあっても、観察に影響を与えることはない。

【0021】

なお、この種励起光カットフィルタは、製造上ピンホールの出現を完全に回避することはできないが、図 3 から明かなように、第 1 の励起光カットフィルタ 405 は対物光学系の瞳位置近傍に配置されているから、図 4 に示すように、ピンホールでの励起光抜けは緩和され、しかも、正の焦点距離を持つレンズ群 407、408 を挟んで第 2 の励起光カットフィルタ 409 を配置したから、ピンホールでの励起光抜けも像としては撮像面に結像されず、観察の障害となるようなことはない。図 4 中、(A) は明るさ絞り 404 の近傍にピンホールを持つ励起光カットフィルタを配置した場合の撮像面でのピンホール像を、(B) は明るさ絞り 404 の近傍に励起光カットフィルタを配置せず、それ以外の位置にのみ配置した場合の撮像面でのピンホール像をそれぞれ示している。この図から明かなように、明るさ絞り 404 の近傍では光束径が最も大きいため、ピンホールの光束に対する相対的な大きさが小さくなり、S/N が改善する。

【0022】

なお、実施例では、励起光カットフィルタを 2 枚用いたが、これに限定されるものではなく、必要に応じて 3 以上用いても良く、何れの場合も、第 3 レンズ群は励起光カットフィルタの何れか 2 枚の間に配置されることが必要である。

【0023】

以上の説明で明かなように、本発明によれば、近赤外～赤の波長領域の蛍光観察に好適な内視鏡対物レンズおよび内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図 1】本発明に係る内視鏡対物光学系を有する内視鏡システムの一例の全体構成を示す概略図である。

【図 2】本発明に係る内視鏡対物光学系の一実施例の光学構成を明示した光軸に沿う断面図である。

【図 3】図 2 に示した内視鏡対物光学系における明るさ絞りと励起光カットフィルタとの配置関係を示す部分拡大断面図である。

10

【図 4】図 2 に示した内視鏡対物光学系における、明るさ絞り近傍のフィルタ面と、それ以外の場所のフィルタ面における光束径と、第 1 の励起光カットフィルタの配置箇所を変えた場合の撮像面上のピンホール像を示す説明図である。

【図 5】励起光カットフィルタの透過率スペクトルを示す説明図である。

【図 6】励起光波長と蛍光物質の吸収波長との関係を示す透過率特性線図である。

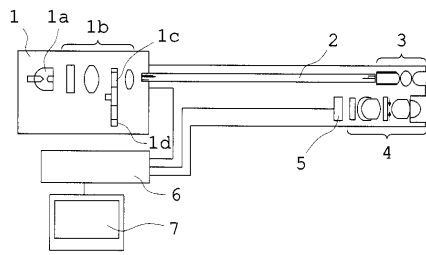
【図 7】本発明における励起光フィルタの透過率特性と、光の入射角度の違いによる励起光カットフィルタの透過率特性の変化との関係を示す透過率特性線図である。

【符号の説明】

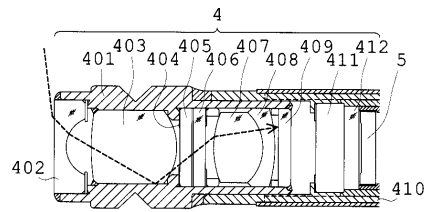
【 0 0 2 5 】

1	光源装置	20
1 a	光源ランプ	
1 b	集光光学系	
1 c	励起フィルタ	
1 d	回転フィルタ板	
2	ライトガイド	
3	照明光学系	
4	対物光学系	
4 0 1	レンズ枠	
4 0 2	平凹レンズ	
4 0 3	両凸レンズ	30
4 0 4	明るさ絞り	
4 0 5	第 1 の励起光カットフィルタ	
4 0 5 a	励起光カットフィルタ面	
4 0 6	光学フィルタ	
4 0 7	両凸レンズ	
4 0 8	物体側に凹面を向けた負メニスカスレンズ	
4 0 9	第 2 の励起光カットフィルタ	
4 1 0	保持管 4 1 0	
4 1 1	光学フィルタ	
4 1 2	カバーガラス	40
4 1 3	絞り	
5	撮像素子 (C C D)	
6	画像プロセッサ	
7	モニター	

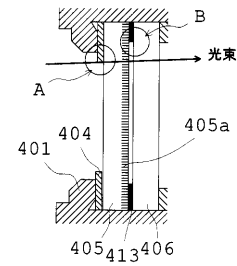
【図 1】



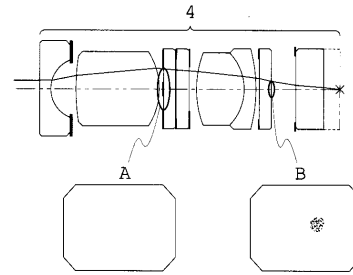
【図 2】



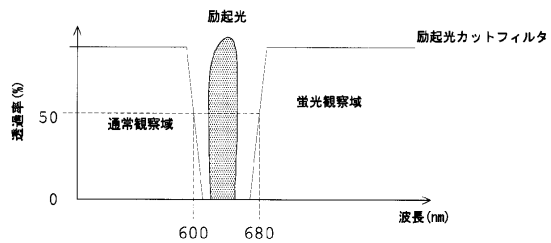
【図 3】



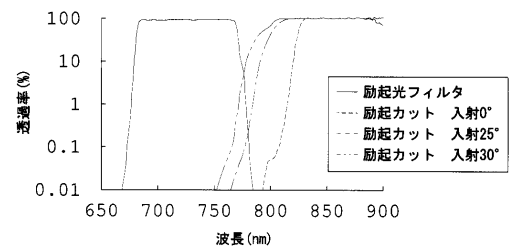
【図 4】



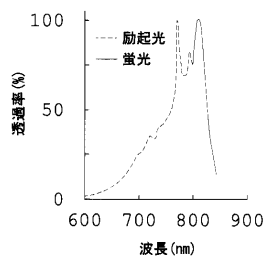
【図 5】



【図 7】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 3 4 4 2 3 0 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 5 4 2 5 5 (J P , A)
実開平 0 1 - 1 2 5 4 1 7 (J P , U)
特開 2 0 0 1 - 1 2 8 9 2 7 (J P , A)
特開平 0 1 - 2 6 5 9 3 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
G 0 2 B 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜物镜光学系统和使用该系统的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5380690B2	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2008001201	申请日	2008-01-08
[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		
当前申请(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	秋山大輔		
发明人	秋山 大輔		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/243 A61B1/00096 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/26.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/CA22 4C061/FF06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C161/FF06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02		
其他公开文献	JP2009160257A JP2009160257A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜物镜光学系统，能够有效地防止由于倾斜入射到激发光截止滤光器而引起的激发光泄漏，并且即使对于激发光具有弱荧光也可观察到没有闪光，提供镜像系统。 解决方案：在用于荧光观察的内窥镜物镜光学系统4中，在405和409处布置至少两个在激发光的波段中具有0.1%或更小的透射率的激发光截止滤光器，并且激发光截止滤光器并且具有功率的光学元件407和408布置在两个光学元件中的任何两个之间。 .The

