

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4447114号
(P4447114)

(45) 発行日 平成22年4月7日(2010.4.7)

(24) 登録日 平成22年1月29日(2010.1.29)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 Y
A 6 1 B	18/20	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 5 0
G 0 2 B	5/28	(2006.01)	G 0 2 B	5/28	
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	D

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2000-133443 (P2000-133443)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成12年5月2日(2000.5.2)		HOYA株式会社
(65) 公開番号	特開2001-314367 (P2001-314367A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成13年11月13日(2001.11.13)	(74) 代理人	100090516
審査請求日	平成19年4月11日(2007.4.11)		弁理士 松倉 秀実
		(74) 代理人	100098235
			弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	安達 滝介
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
			光学工業株式会社内
		(72) 発明者	中村 哲也
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭
			光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 広帯域レーザカットフィルタ及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像素子、及び、この撮像素子上に被検体の像を形成する対物レンズ間の光路上に配置され、800nm乃至1070nmの波長域の光に対する透過率が0.05%以下であるとともに可視光を透過させ、厚さ1mm以下の1枚の板状に形成された広帯域レーザカットフィルタであって、この広帯域レーザカットフィルタは、基板としての1枚の白板ガラスと、この白板ガラス表面上に多層に形成された蒸着膜とにより、構成され、当該蒸着膜は、互いに屈折率が異なる二種類の物質が交互に蒸着されることにより形成された54層の膜からなるものであることを特徴とする広帯域レーザカットフィルタ。

【請求項2】

前記二種類の物質は、屈折率が2.347の物質と屈折率が1.469の物質であることを特徴とする請求項1に記載の広帯域レーザカットフィルタ。

【請求項3】

撮像素子と、この撮像素子上に被検体の像を形成する対物レンズと、前記対物レンズ及び前記撮像素子間の光路上に配置された請求項1又は2記載の広帯域レーザカットフィルタとを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項4】

前記撮像素子、広帯域レーザカットフィルタ、及び対物レンズは、生体内に挿入される挿入部の先端に固定された先端部内に配置されたことを特徴とする請求項3記載の内視鏡装置。

10

20

【請求項 5】

800nm乃至1070nmの波長域における波長のレーザを射出するレーザプロブを、さらに備えたことを特徴とする請求項3又は4記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、広帯域レーザカットフィルタ、及び、このフィルタを有する内視鏡装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来より、生体内の観察及び診断のために、内視鏡装置が利用されている。最近では、内視鏡の先端部内にCCD(charge-coupled device)が埋め込まれた内視鏡装置(電子内視鏡装置)が開発されている。この種の内視鏡装置は、そのCCDにより被検体である体腔壁等を撮像し、撮像した映像をモニタに表示させることができる。

【0003】

さらに、この内視鏡装置は、観察や診断のためだけでなく、治療のためにも利用されている。この治療法の一つとして、レーザ治療法が知られている。このレーザ治療法は、術者が、内視鏡の先端に突出させたレーザプロブを用いて、治療対象となる組織に対してレーザビームを照射することにより、当該組織を切開・凝固させるというものである。

【0004】

このレーザ治療用には、YAGレーザが利用されることが多い。なお、術者が内視鏡観察下でレーザ治療を行うと、治療に用いられたYAGレーザは、生体組織によって反射され、CCDへ入射してしまう。すると、CCDにおける各画素内において電荷が過剰に蓄積されてしまうので、このレーザ治療中には、被検体の画像は得られなくなってしまう。

【0005】

そこで、レーザ治療中にも被検体の画像が得られるように、被検体からCCDに至る光路上にレーザカットフィルタが挿入された内視鏡装置が開発されている。図5は、従来のレーザカットフィルタの分光透過特性を示すグラフである。この図5に示されるように、レーザカットフィルタは、YAGレーザによる1064nm周辺の波長域の光を低減させる。

【0006】

このため、レーザ治療時に射出されたYAGレーザによる反射光は、CCDに達する前に、レーザカットフィルタにより低減される。従って、レーザ治療中においても、CCDは、被検体の画像を取得できるのである。

【0007】**【発明が解決しようとする課題】**

このレーザ治療用には、これまで、YAGレーザが最も広く利用されてきているが、その他の近赤外レーザも利用される。特に、安価な半導体レーザが利用されるようになってきている。なお、医療用に用いられる半導体レーザの種類は多く、その波長域は、概ね800nm乃至950nmと様々である。

【0008】

図5に示されるように、従来のレーザカットフィルタでは、YAGレーザによる光を低減させるのみで、半導体レーザによる光を低減させることはできない。このため、従来のレーザカットフィルタが組み込まれた内視鏡装置によると、半導体レーザによるレーザ治療中には、被検体像は得られないのである。

【0009】

なお、YAGレーザ及び半導体レーザの両者を低減させるためには、夫々の波長域に対応させた複数枚のフィルタが必要になる。しかし、内視鏡の先端部は、生体内に挿入されるため、そのサイズを大きくすることができない。従って、設計者は、この内視鏡の先端部に複数枚のフィルタを格納するようには設計できないのである。

10

20

30

40

50

【0010】

そこで、コンパクトであるとともに複数種の近赤外レーザを低減させる広帯域レーザカットフィルタ、及び、このフィルタが組み込まれた内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記課題を解決するために、以下のような構成を採用した。

【0012】

即ち、本発明の広帯域レーザカットフィルタは、撮像素子、及び、この撮像素子上に被検体の像を形成する対物レンズ間の光路上に配置され、800nm乃至1070nmの波長域の光に対する透過率が0.05%以下であるとともに可視光を透過させ、厚さ1mm以下の1枚の板状に形成された広帯域レーザカットフィルタであって、この広帯域レーザカットフィルタは、基板としての1枚の白板ガラスと、この白板ガラス表面上に多層に形成された蒸着膜とにより、構成され、当該蒸着膜は、互いに屈折率が異なる二種類の物質が交互に蒸着されることにより形成された54層の膜からなるものであることを特徴とする。

10

【0013】

このように構成されると、この広帯域レーザカットフィルタは、医療用に用いられる近赤外レーザを、低減させることができる。このため、対物レンズと撮像素子との間に、この広帯域レーザカットフィルタが挿入されると、対物レンズから医療用の近赤外レーザが入射したとしても、この近赤外レーザは、当該レーザカットフィルタにより低減されるので、撮像素子の被検体像取得に影響を及ぼすことがない。

20

【0014】

本発明による内視鏡装置は、撮像素子と、この撮像素子上に被検体の像を形成する対物レンズと、前記対物レンズ及び前記撮像素子の光路上に配置された上記広帯域レーザカットフィルタとを、備えたことを特徴とする。なお、前記撮像素子、広帯域レーザカットフィルタ、及び対物レンズは、生体内に挿入される挿入部の先端に固定された先端部に配置されていてもよい。さらに、この内視鏡装置は、800nm乃至1070nmの波長域における波長のレーザを射出するレーザプローブを備えていてもよい。

前記二種類の物質は、屈折率が2.347の物質と屈折率が1.469の物質であることが好ましい。

30

【0015】

なお、撮像素子は、CCDであってもよい。そして、内視鏡装置は、回転フィルタを用いた面順次方式により、カラー画像を生成することとしてもよい。また、内視鏡装置は、カラーCCDを用いた同時方式により、カラー画像を生成することとしてもよい。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の一実施形態を説明する。図1は、本実施形態の内視鏡装置を模式的に示す図である。この図1に示されるように、内視鏡装置は、内視鏡1、外部装置2、及び、レーザ治療装置3を、備えている。

40

【0017】

この内視鏡1は、可撓性を有する挿入部及びこの挿入部先端に取り付けられた先端部を、有する。これら挿入部及び先端部は、生体内に挿入されることになる。但し、図1には、これら挿入部及び先端部の具体的形状は図示されていない。そして、この先端部内に、配光レンズ11、ライトガイド12、対物レンズ13、広帯域レーザカットフィルタ14及びCCDエリアセンサ(以下、CCDと略記)15が、組み込まれている。

【0018】

また、この先端部には、少なくとも3つの貫通孔が開口しており、これらのうちの1つは鉗子孔として用いられ、他の2つは、配光レンズ11、及び対物レンズ13が嵌め込まれることにより、夫々封止されている。なお、挿入部の基端側には鉗子挿入孔が開口してお

50

り、この鉗子挿入孔と鉗子孔とは、図示せぬ鉗子管により連通されている。

【 0 0 1 9 】

ライトガイド 1 2 は、多数のマルチモード光ファイバが稠密に束ねられて構成され、その両端面は、光を入射させる入射面、及び光を出射させる出射面として夫々形成されている。そして、このライトガイド 1 2 は、その出射面が配光レンズ 1 1 に対向配置されるとともに、その入射面側の端部が外部装置 2 内に引き通されている。

【 0 0 2 0 】

CCD 1 5 は、その撮像面において対物レンズ 1 3 による被検体の像が結ばれるように、内視鏡 1 の先端部内に固定されている。なお、CCD 1 5 は、撮像素子に相当する。そして、これら対物レンズ 1 3 及び CCD 1 5 間の光路上には、広帯域レーザカットフィルタ 1 4 が挿入されている。なお、このフィルタ 1 4 の構成については、後において説明する。

10

【 0 0 2 1 】

次に、外部装置 2 について説明する。この外部装置 2 は、光源 2 1、赤外カットフィルタ 2 2、絞り 2 3、回転フィルタ 2 4、フィルタ駆動モータ 2 5、及び集光レンズ 2 6、並びに、制御部 2 7 を、備えている。

【 0 0 2 2 】

光源 2 1 は、白色光を発するとともにこの白色光を略平行光として射出する。そして、この光源 2 1 から射出された白色光の光路上、順に、赤外カットフィルタ 2 2、絞り 2 3、回転フィルタ 2 4、集光レンズ 2 6 が、配置されている。赤外カットフィルタ 2 2 は、光源 2 1 から発せられた白色光中の赤外線を低減させることにより、以降の光路への熱の放射を防いでいる。絞り 2 3 は、制御部 2 7 に接続されている。そして、この制御部 2 7 は、絞り 2 3 を制御して、赤外カットフィルタ 2 2 を透過した光を光量調節させることができる。

20

【 0 0 2 3 】

回転フィルタ 2 4 は、その外形が円板状であり、RGB（赤、緑、青）3色のカラーフィルタを有する。この回転フィルタ 2 4 は、フィルタ駆動モータ 2 5 に連結されている。なお、このフィルタ駆動モータ 2 5 は、制御部 2 7 に接続されている。そして、制御部 2 7 は、フィルタ駆動モータ 2 5 を制御して回転フィルタ 2 4 を等速回転させることにより、その RGB の各フィルタを、順に、光路中に挿入させる。

30

【 0 0 2 4 】

集光レンズ 2 6 は、回転フィルタ 2 4 を透過した光をライトガイド 1 2 の入射面に収束させる。即ち、ライトガイド 1 2 には、R 光、G 光、及び B 光が、順に入射することになる。入射した光は、このライトガイド 1 2 に導かれて進み、配光レンズ 1 1 から射出される。即ち、この配光レンズ 1 1 からは、R 光、G 光、及び B 光の各照明光が、順次射出されるわけである。

【 0 0 2 5 】

このため、内視鏡 1 の先端部が被検体に対向配置された状態において、配光レンズ 1 1 から射出された R 光、G 光、及び B 光は、この被検体により反射されて、対物レンズ 1 3 に順次入射する。そして、入射した光は、この対物レンズ 1 3 により収束されて、広帯域レーザカットフィルタ 1 4 に入射する。後述するように、この広帯域レーザカットフィルタ 1 4 は、可視光をほとんど低減させずに透過させるので、対物レンズ 1 3 から射出された光は、ほとんど低減されずに CCD 1 5 の撮像面近傍に結像する。このため、CCD 1 5 の撮像面上には、R 光、G 光、及び B 光による被検体像が、順次形成されることになる。

40

【 0 0 2 6 】

制御部 2 7 は、信号線を介して CCD 1 5 と接続されている。そして、CCD 1 5 は、R 光、G 光、及び B 光による被検体像を、順次、画像信号に変換して、制御部 2 7 へ送信する。この制御部 2 は、R 光射出期間、G 光射出期間、及び B 光射出期間に取得した画像信号を処理して、カラー画像信号を生成する。なお、内視鏡装置は、この制御部 2 7 に接続された図示せぬモニタを有する。そして、制御部 2 7 は、生成したカラー画像信号をモニ

50

タへ送信することにより、このモニタに被検体のカラー画像を動画として表示させる。

【0027】

次に、レーザー治療装置3について説明する。このレーザー治療装置3は、半導体レーザーを発するレーザー光源31，及びレーザープローブ32を、有する。このレーザープローブ32は、レーザー光源31から発せられたレーザービームを導いてその先端から射出する。なお、このレーザープローブ32は、内視鏡1の鉗子挿入孔から挿入部内に引き通されて、その先端を当該内視鏡1における先端部の鉗子孔から突出させている。

【0028】

そして、術者は、内視鏡1の先端部を被検体に対向させた状態で、モニタによってこの被検体を観察しながら、治療を要する患部を特定する。そのうえで、術者は、特定された患部にレーザープローブ32の先端を対向させ、このレーザープローブ32先端からレーザービームを射出させることにより、当該患部を治療する。

10

【0029】

このレーザープローブ32から射出されたレーザービームは、患部を切開・凝固させるだけでなく、反射光として対物レンズ13へ入射してしまう。しかし、このレーザービームの反射光は、広帯域レーザーカットフィルタ14により、低減されることになる。以下、この広帯域レーザーカットフィルタ14について、表1を参照して説明する。

【0030】

【表1】

	屈折率	光学膜厚(nd)		屈折率	光学膜厚(nd)
基板	1.520		28	1.469	259
1	2.347	224	29	2.347	266
2	1.469	244	30	1.469	263
3	2.347	211	31	2.347	263
4	1.469	219	32	1.469	267
5	2.347	202	33	2.347	266
6	1.469	215	34	1.469	266
7	2.347	201	35	2.347	266
8	1.469	217	36	1.469	267
9	2.347	206	37	2.347	266
10	1.469	218	38	1.469	268
11	2.347	207	39	2.347	266
12	1.469	218	40	1.469	265
13	2.347	202	41	2.347	267
14	1.469	218	42	1.469	269
15	2.347	204	43	2.347	267
16	1.469	219	44	1.469	268
17	2.347	205	45	2.347	267
18	1.469	226	46	1.469	266
19	2.347	209	47	2.347	267
20	1.469	220	48	1.469	268
21	2.347	209	49	2.347	264
22	1.469	222	50	1.469	270
23	2.347	207	51	2.347	263
24	1.469	224	52	1.469	257
25	2.347	218	53	2.347	238
26	1.469	243	54	1.469	112
27	2.347	249	空気	1	

この広帯域レーザカットフィルタ14は、基板としての1枚の白板ガラス（屈折率：1.520、厚さ1mm以下）と、この白板ガラス表面上に多層に形成された蒸着膜とにより、構成されている。この蒸着膜は、屈折率2.347の物質と、屈折率1.469の物質とが交互に蒸着されることにより形成された54層の膜からなるものである。

【0031】

図2は、この広帯域レーザカットフィルタ14の分光透過特性を示すグラフである。この図2に示されるように、この広帯域レーザカットフィルタ14は、近赤外域内の幅広い波長域において、光を低減させることができる。この図2と図5とを比較することにより、広帯域レーザカットフィルタ14は、従来のレーザカットフィルタよりも幅広い領域における近赤外光を低減可能であることがわかる。

【0032】

なお、図3は、赤外カットフィルタ22の分光透過特性を示すグラフである。この図3に

10

20

30

40

50

示されるように、この赤外カットフィルタ 2 2 も、従来のレーザカットフィルタよりも幅広い波長域の赤外光を低減させることができる。しかし、以下に説明するように、この赤外カットフィルタ 2 2 を、レーザカットフィルタとして用いることはできない。図 4 は、広帯域レーザカットフィルタ 1 4 の分光透過特性と、赤外カットフィルタ 2 2 の分光透過特性とを示すグラフである。

【 0 0 3 3 】

この図 4 に示されるように、800 nm 乃至 1070 nm の波長域において、赤外カットフィルタ 2 2 の分光透過率は、0.1% 以上になっているが、広帯域レーザカットフィルタ 1 4 の分光透過率は、0.05% 以下になっている。従って、仮に、対物レンズ 1 3 及び CCD 1 5 間の光路上に、赤外カットフィルタ 2 2 が挿入されたとしても、この赤外カットフィルタ 2 2 は、レーザプローブ 3 2 から射出されて被検体により反射された光を、十分なレベルまで低減させることはできない。

10

【 0 0 3 4 】

これに対し、本実施形態の内視鏡装置は、その対物レンズ 1 3 及び CCD 1 5 間の光路上に広帯域レーザカットフィルタ 1 4 が挿入されているため、レーザプローブ 3 2 から射出されて被検体により反射された光を、充分低減させることができる。このため、レーザプローブ 3 2 からレーザビームが射出されている場合であっても、CCD 1 5 は、正常に、画像信号を生成することになる。従って、制御部 2 7 は、レーザ治療中であっても、モニタに対して被検体像を表示させることができる。

【 0 0 3 5 】

また、上記説明では、レーザ治療装置 3 として半導体レーザが使用されることとしたが、この代わりに、YAG レーザやその他の近赤外レーザが使用されてもよい。即ち、広帯域レーザカットフィルタ 1 4 は、医療用として用いられている近赤外レーザの殆どの波長域において、透過率が 0.05% 以下になっているので、術者は、半導体レーザや YAG レーザ及びその他の医療用近赤外レーザを、目的や状況に応じて自由に選択して利用することができる。

20

【 0 0 3 6 】

そして、この内視鏡装置は、どのような医療用近赤外レーザが利用される場合であっても、常に、正常な被検体像をモニタに表示させることができる。従って、術者は、常に、被検体を観察しながら、処置を施すことができる。さらに、レーザカットフィルタ 1 4 は、その厚さが 1 mm 以下であるため、内視鏡 1 の先端部は、短くコンパクトに構成される。

30

【 0 0 3 7 】

【発明の効果】

以上のように構成された本発明による広帯域レーザカットフィルタは、医療用として利用される近赤外レーザを低減させることができる。従って、この広帯域レーザカットフィルタを有する内視鏡装置は、各種の医療用近赤外レーザが被検体へ射出された状態であっても、当該被検体の像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施形態の内視鏡装置を模式的に示す図

【図 2】 広帯域レーザカットフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図 3】 赤外カットフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図 4】 広帯域レーザカットフィルタと赤外カットフィルタとの比較説明図

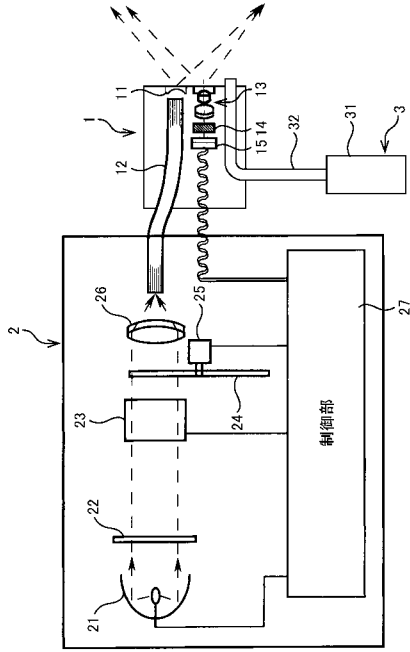
【図 5】 従来のレーザカットフィルタの分光透過特性を示すグラフ

40

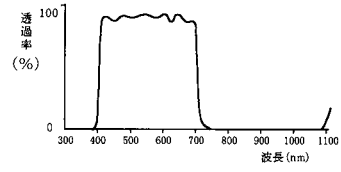
【符号の説明】

- 1 内視鏡
- 1 3 対物レンズ
- 1 4 広帯域レーザカットフィルタ
- 1 5 CCD エリアセンサ
- 3 2 レーザプローブ

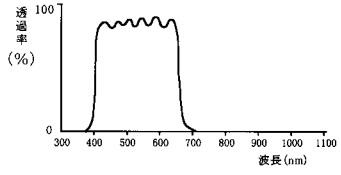
【図1】



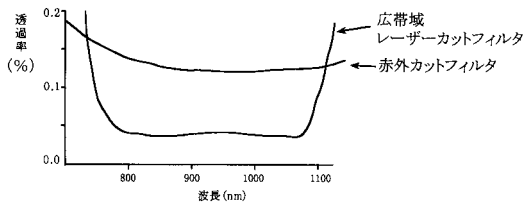
【図2】



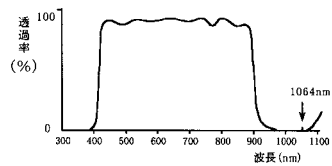
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 山田 和広
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

審査官 東 治企

(56)参考文献 特開平11-076146(JP,A)
特公平06-044902(JP,B2)
実用新案登録第2589286(JP,Y2)
特開平06-250018(JP,A)
特開2000-180625(JP,A)
特開2000-137172(JP,A)
特開平09-243935(JP,A)
特開平01-154001(JP,A)
特開平09-054255(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00
G02B 23/24
G02B 5/28

专利名称(译)	宽带激光切割滤波器和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4447114B2	公开(公告)日	2010-04-07
申请号	JP2000133443	申请日	2000-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	安達滝介 中村哲也 山田和広		
发明人	安達 滝介 中村 哲也 山田 和広		
IPC分类号	A61B1/00 A61B18/20 G02B5/28 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B17/36.350 G02B5/28 G02B23/26.D A61B1/00.731 A61B1/05 A61B18/22		
F-TERM分类号	2H040/BA14 2H040/CA22 2H040/DA56 2H040/GA02 2H048/GA01 2H048/GA14 2H048/GA36 2H048/GA53 2H148/GA01 2H148/GA14 2H148/GA36 2H148/GA53 4C026/AA01 4C026/BB07 4C026/FF32 4C026/FF53 4C026/FF55 4C026/FF58 4C026/GG06 4C026/HH23 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH56 4C061/LL01 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/RR04 4C061/RR14 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH56 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR04 4C161/RR14		
其他公开文献	JP2001314367A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供宽带激光切割滤波器和内窥镜设备，用于减少多种近红外激光器。解决方案：在内窥镜装置中加入宽带激光切割滤波器14，其厚度为1mm或更小，对800nm至1070nm波长范围内的光的透射率为0.05%或更低。内窥镜装置具有CCD 15和物镜13，用于在CCD 15的成像表面上形成对象的图像。宽带激光截止滤波器14插在CDD 15和物镜13之间。。通过宽带激光截止滤波器14减少用于激光处理的近红外激光，使得CCD 15总能正常地获取物体图像。

	屈折率	光学膜厚(nd)		屈折率	光学膜厚(nd)
基板	1.520		28	1.469	259
1	2.347	224	29	2.347	266
2	1.469	244	30	1.469	263
3	2.347	211	31	2.347	263
4	1.469	219	32	1.469	267
5	2.347	202	33	2.347	266
6	1.469	215	34	1.469	266
7	2.347	201	35	2.347	266
8	1.469	217	36	1.469	267
9	2.347	206	37	2.347	266
10	1.469	218	38	1.469	268
11	2.347	207	39	2.347	266
12	1.469	218	40	1.469	265
13	2.347	202	41	2.347	267
14	1.469	218	42	1.469	269
15	2.347	204	43	2.347	267
16	1.469	219	44	1.469	268
17	2.347	205	45	2.347	267
18	1.469	226	46	1.469	266
19	2.347	209	47	2.347	267
20	1.469	220	48	1.469	268
21	2.347	209	49	2.347	264
22	1.469	222	50	1.469	270
23	2.347	207	51	2.347	263
24	1.469	224	52	1.469	257
25	2.347	218	53	2.347	238
26	1.469	243	54	1.469	112
27	2.347	249	空气	1	