

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-218193

(P2006-218193A)

(43) 公開日 平成18年8月24日(2006.8.24)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-36314 (P2005-36314)
 (22) 出願日 平成17年2月14日 (2005.2.14)

(71) 出願人 000000527
 ペンタックス株式会社
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 佐藤 威
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA09 CA03 CA24 CA25 CA26
 DA12 DA15 GA02 GA11
 4C061 BB08 CC06 HH54 QQ01 RR03
 RR24 WW20

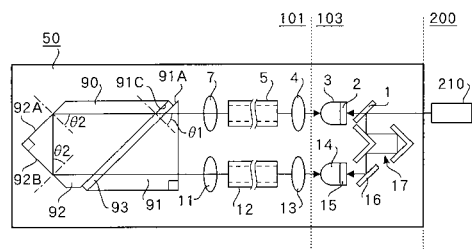
(54) 【発明の名称】 光学素子

(57) 【要約】

【課題】 可撓管の細径化、小型化を維持しつつも、病変部の精確な特定および高精度な分析を内視鏡観察中に可能にする新たな内視鏡システムに好適な光学素子を提供すること。

【解決手段】 光学素子は、可撓管を介してテラヘルツ光を照射して体腔内の生体組織に関する分光を行う分光手段を備える内視鏡システムにおける光学素子であって、可撓管先端に配設され、テラヘルツ光が入射する光学素子の入射側の面に対して傾斜した斜面を持つ第一の光学部材と、生体組織に当接される当接領域と、該当接領域の反対側に位置する端面を持つ第二の光学部材と、所定の厚みと各光学部材よりも小さな屈折率を持つ光学膜を挟んで、斜面と端面が近接配置される近接配置領域と、を有し、接合領域は、入射したテラヘルツ光のうちS成分のみを透過させ、当接領域はテラヘルツ光のS成分を偏向するとともに、該S成分が入射することによりエバネッセント波が発生するように構成した。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される可撓管を介して、該体腔内の生体組織にテラヘルツ光を照射し、該生体組織からの反射光を利用して、該生体組織に関する分光を行う分光手段を備える内視鏡システムにおける光学素子であって、

前記可撓管先端に配設され、

前記テラヘルツ光が入射する前記光学素子の入射側の面に対して傾斜した斜面を持つ第一の光学部材と、

前記生体組織に当接される当接領域と、該当接領域の反対側に位置する端面を持つ第二の光学部材と、

所定の厚みと前記各光学部材よりも小さな屈折率を持つ光学膜を挟んで、前記前記斜面と前記端面が近接配置される近接配置領域と、を有し、

前記接合領域は、入射した前記テラヘルツ光のうち S 成分のみを透過させ、

前記当接領域は、前記テラヘルツ光の S 成分を偏向するとともに、該 S 成分が入射することによりエバネッセント波が発生するように構成されていることを特徴とする光学素子。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の光学素子において、

前記光学素子に入射する前記テラヘルツ光の光路と前記当接領域により偏向された前記 S 成分の光路とが略平行であることを特徴とする光学素子。

20

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載の光学素子において、

前記当接領域は、隣り合う面が互いに直角に接する少なくとも二つの面であり、

前記少なくとも二つの面は、各々、前記テラヘルツ光の S 成分が全反射条件を満たしつつ入射するように配設されることを特徴とする光学素子。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の光学素子において、

前記当接領域は、コーナーキューブ状に形成された三つの面を有することを特徴とする光学素子。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の光学素子において、

前記接合領域は、前記斜面と前記光学膜との第一の界面において、入射する前記テラヘルツ光の P 成分を全反射しかつ入射する前記テラヘルツ光の S 成分をエバネッセント波として照射し、前記光学膜と前記端面との第二の界面において、前記第一の界面から照射された前記エバネッセント波をテラヘルツ光の S 成分として透過することを特徴とする光学素子。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の光学素子において、

前記所定の厚みとは、前記エバネッセント波が完全に減衰しきる前に前記第二の光学部材に達する厚みであることを特徴とする光学素子。

40

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 に記載の光学素子において、

前記光学膜の代替として空気層を使用することを特徴とする光学素子。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の光学素子において、

前記第一の光学部材と前記第二の光学部材は同一材料であることを特徴とする光学素子。

【請求項 9】

体腔内に挿入される可撓管を介して、該体腔内の生体組織にテラヘルツ光を照射し、該生体組織からの反射光を利用して、該生体組織に関する分光を行う分光手段を備える内視

50

鏡システムにおける光学素子であって、

前記可撓管先端に配設され、

入射する前記テラヘルツ光のS成分のみを透過する光分岐部と、

前記生体組織に当接され、前記光分岐部から射出された前記テラヘルツ光のS成分を再帰反射するとともに、該S成分が入射することによりエバネッセント波が発生するように構成された再帰反射部と、を有することを特徴とする光学素子。

【請求項10】

前記テラヘルツ光が入射する前記光学素子の入射側の面に対して傾斜した斜面を持つ第一の光学部材と、

前記再帰反射部と該再帰反射部の反対側に端面を持つ第二の光学部材と、

光学膜を挟んで、前記斜面と前記端面が接合される接合領域と、を有し、

前記光分岐部は、前記接合領域であることを特徴とする請求項9に記載の光学素子。

10

【請求項11】

請求項10に記載の光学素子において、

前記再帰反射部は、隣り合う面が互いに直角に接する少なくとも二つの面であり、

前記少なくとも二つの面は、各々、前記テラヘルツ光のS成分が全反射条件を満たしつつ入射するように配設されることを特徴とする光学素子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

この発明は、体腔内の生体組織を観察するための内視鏡システムに用いられる光学素子に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡を用いて可視光や近赤外光を体腔内に照射し、各光によって照明された生体組織をモニタ等を介して観察する、いわゆる内視鏡観察が普及している。医師等の術者は内視鏡観察しつつ、鉗子プローブ等を用いて病変部とおぼしき部位を採取して病理検査の試料としたり、摘除したりする。

【0003】

病理検査では、近年、以下の非特許文献1に記載されるようなテラヘルツ光を用いた分析が実用化されつつある。

30

【0004】

【非特許文献1】Tera View Ltd.、[online][2004年5月26日検索]、インターネット<http://www.teraview.co.uk/ap_oncology.asp>

【0005】

テラヘルツ光は、周波数では0.3~3THzの範囲(波長では100 μ m~1000 μ mの範囲)内にある光であり、光としての特性(例えば直進性)と電波としての特性(物質透過性)を併せ持つ。また物質のテラヘルツ光に関する吸収特性は、各物質の分子構造に応じて異なることが知られている。非特許文献1は、上記の特徴を踏まえ、テラヘルツ光を用いて試料に関する分光を行い、該分光結果に基づいて病変部(ガン細胞部)が含まれるかどうかを高精度で分析する手法について開示している。

40

【0006】

ここで、可視光や近赤外光下では、現在観察中の生体組織がどのような組成であるか、より具体的には体腔内のどこに病変部が存在するか、といった精確な判断や分析を行うための生体組織に関する情報を得ることは非常に難しい。このことは、より精度の高い分析結果を得ることが可能な病理検査を前提にしての生体組織の採取であればさほど支障はないが、病変部の摘除の場合は、術者の経験に大きく頼らざるを得ない状態にあり、術者に過度の負担を強いることになりかねない。

【0007】

また、上記のような病理検査によって該分析は可能であるとしても、該病理検査は、内

50

視鏡観察とは時間的、空間的に隔てられて実行されることが多い。そのため、迅速な診断や治療の妨げとなりかねず、効率の悪さが指摘されていた。

【0008】

そこで、近年、内視鏡観察中に、病変部の精確な特定および該病変部の高精度な分析を可能にする分光手段も備えた新たな内視鏡システムの実現が要望されている。ここで、内視鏡システムは、被検者の体腔内に長く可撓性ある管（可撓管）を挿入して内視鏡観察を行う。そのため、新たな内視鏡システムは、上記の分析手段を備えつつも、被検者の肉体的、精神的苦痛を少しでも和らげるべく、該可撓管の細径化、小型化を維持可能であることが要求される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

そこで本発明は上記の事情に鑑み、病変部の精確な特定および該病変部の高精度な分析を内視鏡観察中に可能にする新たな内視鏡システムにおいて、可撓管の細径化、小型化を達成するのに好適な光学素子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】

【0010】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の光学素子は、体腔内に挿入される可撓管を介して、該体腔内の生体組織にテラヘルツ光を照射し、該生体組織からの反射光を利用して、該生体組織に関する分光を行う分光手段を備える内視鏡システムにおける光学素子であって、可撓管先端に配設され、前記テラヘルツ光が入射する前記光学素子の入射側の面に対して傾斜した斜面を持つ第一の光学部材と、生体組織に当接される当接領域と、該当接領域の反対側に位置する端面を持つ第二の光学部材と、所定の厚みと各光学部材よりも小さな屈折率を持つ光学膜を挟んで、斜面と端面が近接配置される近接配置領域と、を有し、接合領域は、入射したテラヘルツ光のうちS成分のみを透過させ、当接領域は、テラヘルツ光のS成分を偏向するとともに、該S成分が入射することによりエバネッセント波が発生するように構成されていることを特徴とする。

【0011】

上記のように本発明に係る光学素子は、分光に用いるテラヘルツ光を体腔内の生体組織に照射すると同時に該生体組織からの反射光を分光手段に戻す機能を併せ持つ。そのため、本発明に係る光学素子を、分光手段を備える内視鏡システム（新たな内視鏡システム）に適用することにより、可撓管内部に配設される部材の点数を減らすことができる。よって、該新たな内視鏡システムは、上記分光手段を用いて体腔内の生体組織の高精度な分析を可能にすると同時に、可撓管の細径化、小型化が達成される。

【0012】

請求項2に記載の光学素子によれば、光学素子に入射するテラヘルツ光の光路と当接領域により偏向されたS成分の光路とが略平行であることが望ましい。これにより可撓管のより一層の細径化が図られる。

【0013】

光学素子に入射するテラヘルツ光の光路と当接領域により偏向されたS成分の光路とが略平行であるためには、当接領域は、隣り合う面が互いに直角に接する少なくとも二つの面で構成し、該少なくとも二つの面を、各々、テラヘルツ光のS成分が全反射条件を満たしつつ入射するように配設するとよい（請求項3）。

【0014】

例えば、請求項4に記載の発明によれば、当接領域は、コーナーキューブ状に形成された三つの面として構成することができる。

【0015】

請求項5に記載の発明によれば、接合領域は、第一の光学部材の斜面と光学膜との第一の界面において、入射するテラヘルツ光のP成分を全反射しかつ入射するテラヘルツ光のS成分をエバネッセント波として照射し、光学膜と端面との第二の界面において、第一の

10

20

30

40

50

界面から照射されたエバネッセント波をテラヘルツ光のS成分として透過するように構成される。

【0016】

請求項6に記載の発明によれば、所定の厚みとは、エバネッセント波が完全に減衰しきる前に第二の光学部材に達する厚みである。また請求項7に記載の発明によれば、光学膜の代替として空気層を使用することができる。さらに、請求項8に記載の発明によれば、第一の光学部材と前記第二の光学部材は同一材料であってもよい。

【0017】

別の観点から、請求項9に記載の光学素子は、体腔内に挿入される可撓管を介して、該体腔内の生体組織にテラヘルツ光を照射し、該生体組織からの反射光を利用して、該生体組織に関する分光を行う分光手段を備える内視鏡システムにおける光学素子であって、可撓管先端に配設され、入射するテラヘルツ光のS成分のみを透過する光分岐部と、生体組織に当接され、光分岐部から射出されたテラヘルツ光のS成分を再帰反射するとともに、該S成分が入射することによりエバネッセント波が発生するように構成された再帰反射部と、を有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0018】

以上のように本発明によれば、分光に用いるテラヘルツ光を体腔内の生体組織に照射すると同時に該生体組織からの反射光を分光手段に戻す機能を併せ持つ光学素子が提供される。上記の機能を持つ該光学素子を分光手段を持つ新たな内視鏡システムに適用することにより、該システムの可撓管の細径化、小型化に効果的に寄与することができる。つまり、本発明に係る光学素子は、新たな内視鏡システムに好適な光学素子といえる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、この発明に係る光学素子を持つ内視鏡システムの実施形態を説明する。図1は、本実施形態の内視鏡システム500の概略構成を示す図である。内視鏡システム500は、内視鏡100、プロセッサ200、モニタ300を有する。内視鏡100は、可撓管101と、鉗子差込口102と、本体部103とを有する。本体部103には操作部材が設けられている。プロセッサ200は、所定のパルス光を照射する第一光源210、可視光を照射する第二光源220、画像処理部230を有する。

30

【0020】

内視鏡100に形成された可撓管101は、体腔内に挿入される長い管であり、可撓性を有している。図2は、可撓管101の先端部近傍を拡大して示す断面図である。図2に示すように、内視鏡100は、内部に体腔内の生体組織Cを観察する為の第一光学ユニット50、第二光学ユニット60を備えている。より詳しくは、可撓管101先端部は、開口(空洞)を二つ有する。そして、各空洞に、各光学ユニット50、60が隙間無く配設されている。

【0021】

第一光学ユニット50は、第一光源210から照射される所定のパルス光をテラヘルツ光に変換する。そして該テラヘルツ光を用いて生体組織Cの分子組成に関する高精度な分析を実行するためのユニットである。なお、本実施形態の第一光源210は、所定のパルス光としてフェムト秒レーザを照射する。第一光学ユニット50を使った処理について以下詳述する。

40

【0022】

図3は、第一実施形態の第一光学ユニット50の構成を主として示す図である。図3に示すように第一光源210から照射されたフェムト秒レーザは、図示しないライトガイドを経て第一光学ユニット50内のハーフミラー1に入射する。第一ハーフミラー1を透過したフェムト秒レーザは第一光アンテナ2に入射する。なお、第一ハーフミラー1によって偏向されたフェムト秒レーザは、後述する遅延光学系17へ向かう。

【0023】

50

図4は、第一光アンテナ2を拡大して示す図である。第一光アンテナ2は、基板2Aを有する。基板2A上には、二つのT字状電極2B、2Cが互いの凸部が対向しかつ各凸部間に所定の間隙を形成するように配設されている。各電極2B、2Cは直流電源に接続されており、予め直流のバイアス電圧が印加されている。フェムト秒レーザが第一アンテナ2の上記間隙に入射すると、テラヘルツ光が発生する。テラヘルツ光は、第一光アンテナ2の略全方位にわたって発生するため、第一シリコンレンズ3によって集められ該レンズ3から前方つまり可撓管101に向かって射出される。

【0024】

第一シリコンレンズ3から射出されたテラヘルツ光は、第一レンズ4を介して第一光ファイバ5に入射する。第一レンズ4はテラヘルツ光を好適に第一光ファイバ5のコアに入射させるように光束を絞るために配設されている。本実施形態では第一レンズ4から射出されたテラヘルツ光は平行光になっている。つまり、本実施形態の第一レンズ4はコリメートレンズとして機能する。

10

【0025】

第一光ファイバ5としては、テラヘルツ光を伝搬できるような構成のもの、例えば、中空ファイバやフォトニック結晶ファイバ等が用いられる。後述する第二光ファイバ12も同様である。

【0026】

第一光ファイバ5から射出されたテラヘルツ光は、第二レンズ7を介して可撓管101先端に配設される光学素子(以下、説明の便宜上、先端素子という)90に入射する。

20

【0027】

図5は、先端素子90を拡大して示す図である。先端素子90は、第一プリズム部91、第二プリズム部92、光学膜93を有する。各プリズム部91、92は光学膜93を介して各面91A、92Cが貼り合わされている。言い換えれば、各斜面91A、92Cは光学膜93を挟んで近接配置されている。

【0028】

第一プリズム部91は、図3に示すように第一光学ユニット50の光軸を含む面(紙面と平行な面)での断面形状が直角三角形形状であり、斜面91Aを有する。斜面91Aは、テラヘルツ光が入射する側の面に対して傾斜している。第二プリズム部92は、隣り合う面が直角に接する少なくとも二つの全反射面と、該全反射面の反対側に位置する端面を有する。本実施形態の第二プリズム部92は、互いに直角に接する二つの全反射面92A、92Bと、各全反射面92A、92Bの反対側に位置し斜面91Aと略同一形状の端面92Cを有する。

30

【0029】

本実施形態では、各全反射面92A、92Bは、図5に示すように、第二プリズム部92における端面92Cの反対側の端部を直角プリズム状にすることにより形成される。各全反射面92A、92Bは、図2に示すように生体組織Cに当接されている。つまり、各全反射面92A、92Bは、生体組織Cに当接される当接面として機能する。

【0030】

先端素子90において各部材91~93は、該素子90に入射したテラヘルツ光のS成分が第一プリズム部91と光学膜93の界面をエバネッセント波として透過して第二プリズム部92に入射し、かつP成分が該界面で全反射するように構成される。加えて先端素子90は、第二プリズム部92に入射したテラヘルツ光のS成分が、該第二プリズム部92の二つの全反射面92A、92Bで全反射するように構成されている。

40

【0031】

より具体的には、第一プリズム部91の屈折率を n_1 、光学膜93の屈折率を n_2 、第二プリズム部92の屈折率を n_3 、生体組織Cの屈折率を n_c とすると、 $n_1 > n_2$ 、 $n_3 > n_2$ 、 $n_1 > n_c$ 、 $n_3 > n_c$ の関係が成立する。そして、先端素子90は、テラヘルツ光の光学膜93における入射角 θ_1 が下記の条件(1)、

$$\theta_1 = \arcsin(n_2/n_1) \cdots (1)$$

50

を満たすように構成される。また、テラヘルツ光の S 成分の二つの全反射面 9 2 A、9 2 B における入射角 θ_2 が上記の条件 (2)、

$$\theta_2 > \arcsin(n_2/n_3) \cdots (2)$$

を満たすように構成される。

【0032】

なお、第一プリズム部 9 1 と第二プリズム部 9 2 は共に同一材料とすることができる ($n_1 = n_3$)。光学膜 9 3 は単層でも多層でも良く、空気層 ($n_2 = 1.0$) であってもよい。但し、光学膜 9 3 の膜厚 (つまり、各プリズム部 9 1、9 2 間の距離) は、第一プリズム部 9 1 と光学膜 9 3 との界面において発生したエバネッセント波が完全に減衰する前に第二プリズム部 9 2 にテラヘルツ光の S 成分として入射するような、極めて微少な値に設定される。

10

【0033】

上記のように構成された先端素子 9 0 に入射したテラヘルツ光は、第一プリズム部 9 1 と光学膜 9 3 の界面で、S 成分のみが抽出される。そして、テラヘルツ光の S 成分は、第二プリズム部 9 2 の二つの全反射面 9 2 A、9 2 B で順次全反射する。全反射する際、各全反射面 9 2 A、9 2 B から生体組織 C にエバネッセント波が照射される。

【0034】

ここで、生体組織 C の分子構造によってエバネッセント波の吸収率が異なるという特徴がある。従って、例えば健常部と病変部とでは、エバネッセント波の吸収率が異なる。つまり、各全反射面 9 2 A、9 2 B で全反射するテラヘルツ光の S 成分は、エバネッセント波が照射された生体組織 C の分子構造の吸収率に対応して減衰している。なお、本実施形態のように複数の反射面 (全反射面 9 2 A、9 2 B) で全反射を繰り返すことにより、試料 (つまり生体組織 C) に照射、吸収される成分が増幅し、測定感度を向上させることができる。

20

【0035】

各全反射面 9 2 A、9 2 B は、テラヘルツ光の S 成分を、テラヘルツ光が先端素子 9 0 に入射してきた方向に戻す。本実施形態では、先端素子 9 0 に入射する光の光路と、先端素子 9 0 から射出される光の光路は、略平行な関係にある。このように、先端素子 9 0 における各全反射面 9 2 A、9 2 B は、生体組織 C との当接面として機能するだけでなく、入射するテラヘルツ光の S 成分の光路を入射方向に戻す (本実施形態では再帰反射させる) 偏向手段としても機能する。

30

【0036】

先端素子 9 0 から射出されたテラヘルツ光の S 成分 (全反射減衰波) は、第二レンズ 7 と同一に設計された第三レンズ 1 1 によって第二光ファイバ 1 2 に入射する。第二光ファイバ 1 2 から射出された全反射減衰波は、第四レンズ 1 3、第二シリコンレンズ 1 4 を介して第二光アンテナ 1 5 に入射する。なお、第四レンズ 1 3 は第一レンズ 4 と、第二シリコンレンズ 1 4 は第一シリコンレンズ 3 と同一の設計がなされている。

【0037】

第二光アンテナ 1 5 は、図 4 に示す第一光アンテナ 2 と略同一形状を有する。但し、第一光アンテナ 2 では電極 2 B、2 C が直流電源に接続されているのに対し、第二光アンテナ 1 5 では電極 1 5 B、1 5 C がアンプを介してプロセッサ 2 0 0 の画像処理部 2 3 0 に接続されている点異なる。

40

【0038】

第二光アンテナ 1 5 において、上記全反射減衰波が入射する側の反対側 (ここでは電極配設側) には、ハーフミラー 1 で分岐され遅延光学系 1 7、第三ミラー 1 6 を介したフェムト秒レーザが入射する。第二光アンテナ 1 5 では、フェムト秒レーザの入射が契機となって、電極 1 5 B、1 5 C 間に全反射減衰波の強度に比例した電流が発生する。該電流は電流信号としてアンプで増幅され、プロセッサ 2 0 0 の画像処理部 2 3 0 に送信される。ここで、生体組織 C の同一部位を介して第二光アンテナ 1 5 に入射する全反射減衰波は、常に略同一波形のパルスになっている。そのため、遅延光学系 1 7 によって第二光アンテナ

50

ナ 15 に入射するフェムト秒レーザのタイミングをずらすことにより、全反射減衰波のパルス波形を順次サンプリングすることができる。従って、順次電流信号のレベルを時間軸に沿って展開することにより、上記パルス波形を再現することができる。

【0039】

画像処理部 230 は、順次送信される電流信号に基づき、全反射減衰波のパルス波形を再現し、該パルス波形を用いて生体組織 C の分光を行う。分光結果は、モニタ 300 に表示される。術者は、モニタ 300 に表示される分光結果を見ることにより、内視鏡観察中に生体組織 C を採取することなく、該生体組織 C に関する高精度な分析を行って病変部の正確な特定をすることができる。

【0040】

また、上記動作を行いつつ可撓管 101 を操作して全反射面 9B を第一光学ユニット 50 の光軸に対して略直交する面内でスライドさせることにより、異なる部位に関する上記パルス波形が得られる。画像処理部 230 は、順次得られる複数のパルス波形に基づいて生体組織 C の二次元画像を生成することも可能である。

【0041】

なお、本実施形態では、図 3 に示すように第一レンズ 4、第四レンズ 13 よりも先端素子 9 側の部材を可撓管 101 内に収納し、光アンテナ 2、15 等は可撓管 101 外部（ここでは本体部 103 内部）に配設している。このように、可撓管 101 内部には必要最低限の光学部材のみ配置している。さらに図 3 に示すように、可撓管 101 内部にある各部材は、先端素子 9 に入射する光の光路と先端素子 9 で反射する光の光路が平行になるように配置されている。以上のように構成することにより、可撓管 101 の細径化が図られる。

【0042】

なお本実施形態において、可撓管 101 先端の構成を簡素化させるのであれば、偏光ビームスプリッタ 6 を第一シリコンレンズ 3 の直後に配設することも可能である。

【0043】

第二光学ユニット 60 は、第二光源 220 から照射され図示しないライトガイドを介して体腔内を照明する可視光を用いて該体腔内を撮像し、観察する、いわゆる通常観察用の光学ユニットである。より具体的には、第二光学ユニット 60 は、対物光学系 61 と撮像素子（不図示）を有している。そして、体腔内の部位で反射した可視光が対物光学系を介して撮像素子に入射し、該撮像素子が観察画像を撮像する。撮像素子によって撮像された画像に関するデータ（画像データ）は、プロセッサ 200 の画像処理部 230 に出力される。画像処理部 230 は、画像データに所定の処理を施し、モニタ 300 に画像を表示させる。

【0044】

術者は、内視鏡システム 500 による内視鏡観察を行う際、第二光学ユニット 60 により撮像されモニタ 300 上に表示された画像を参照しつつ、上述したテラヘルツ光による分析を行う。図 6 は、第二光学ユニット 60 により撮像されモニタ 300 上に表示された画像の一例を示す図である。ここで、第一光学ユニット 50 は、図 2 に示すように、先端（より正確には図 3 に示す全反射面 92A、92B）が、第二光学ユニット 60 の先端面よりも所定距離 D だけ突出した状態にある。また、第二光学ユニット 60 での撮像範囲を図 2 中一点鎖線で示す。図 2 に示すように、第二光学ユニット 60 は、第一光学ユニット 50 の先端部も含んだ広い視野を持つ。従って、図 6 (A) に示すように、第二光学ユニット 60 によって撮像された画像には、第一光学ユニット 50 の先端の一部が映し出される。術者は、画像内において、該ユニット 50 の先端を分析対象となる生体組織 C と重なる（実際の体腔内では当接する）ように内視鏡の可撓管 101 を操作する。第一光学ユニット 50 の先端が生体組織 C と重なった状態の画像を図 6 (B) に示す。

【0045】

所定距離 D についてさらに説明する。上記の通り、所定距離 D は、第二光学ユニット 60 によって撮像された画像において、第一光学ユニット 50 の先端の一部が表示されるよ

10

20

30

40

50

うに所定長さ以上に設定される。但し、所定距離 D をあまりに長く設定してしまうと、第二光学ユニット 60 によって撮像された通常観察用の画像において、第一光学ユニット 50 の先端が占める割合が大きくなりすぎて、必要とする体腔内の状態が見にくくなってしまふ。そのため、本実施形態では、図 6 (A) に示すように、第二光学ユニット 60 によって撮像された画像を、該画像の中心で交差する仮想上の十字線によって 4 つのエリアに分割した場合、第一光学ユニット 50 の先端が一つの該エリア内に収まる程度の長さで所定距離 D を設定している。

【0046】

以上が本発明の実施形態の説明である。本実施形態によれば、可撓管先端部に配設される部材をまとめることができるため、該先端部のより一層の細径化が図られることになる。なお、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

10

【0047】

なお、先端素子 90 において当接面として機能する全反射面 92A、92B を含む領域（当接領域）の形状は、必ずしも図 3 や図 5 に示すような直角プリズム状に限定されるものではない。先端素子 90 における当接領域の形状は、隣り合う面が直角に接する少なくとも二つの面を有する形状であればよい。図 7、図 8 は、先端素子 90 の変形例を示す図である。

【0048】

図 7 に示す先端素子 90 は、当接領域を互いに直交する一対の面が二組ある四角錐形状として形成されている。先端素子 90 は、該四角錐形状における一組の面を全反射面（当接面）として用いることができる。また、図 8 に示す先端素子 90 は、当接領域を互いに直交する三つの面からなる形状、つまりコーナーキューブ状として形成されている。先端素子 90 は、上記三つの面を全反射面（当接面）として用いることができる。

20

【0049】

また、上記実施形態では、テラヘルツ光を用いた分析を行うための第一光学ユニット 50 と、通常観察用の第二光学ユニット 60 が併設される内視鏡 100 を使用する構成であるが、本発明に係る光学素子が搭載される内視鏡システムは、該構成に限定されるものではない。例えば、第一光学ユニット 50 が単独で搭載された内視鏡 100 を使用する構成であってもよい。

30

【0050】

さらに上記実施形態では、第一レンズ 4、第四レンズ 13 よりも先端素子 90 側の部材を可撓管 101 内に収納し、光アンテナ 2、15 等は可撓管 101 外部（ここでは本体部 103 内部）に配設していると説明した。しかし、これはあくまで一例であり、どの先端素子を可撓管 191 内に収納するかは、内視鏡 100 に配設される他の部品や信号線との関係において適宜変更することが可能である。

【0051】

また、上記の各実施形態では、いずれもテラヘルツ光の S 成分を生体組織との当接面である全反射面で全反射させることによりエバネッセント波を発生させているが、エバネッセント波の発生手法としてはこれに限定されるものではない。例えば、当接面に回折構造を形成することによりエバネッセント波を発生させることも可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図 1】本発明の実施形態の内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図 2】可撓管の先端部近傍を拡大して示す断面図である。

【図 3】本実施形態の第一光学ユニットの構成を主として示す図である。

【図 4】第一光アンテナを拡大して示す図である。

【図 5】本発明の実施形態の光学素子（先端素子）を示す図である。

【図 6】第二光学ユニットにより撮像されモニタ上に表示された画像の一例を示す図である。

50

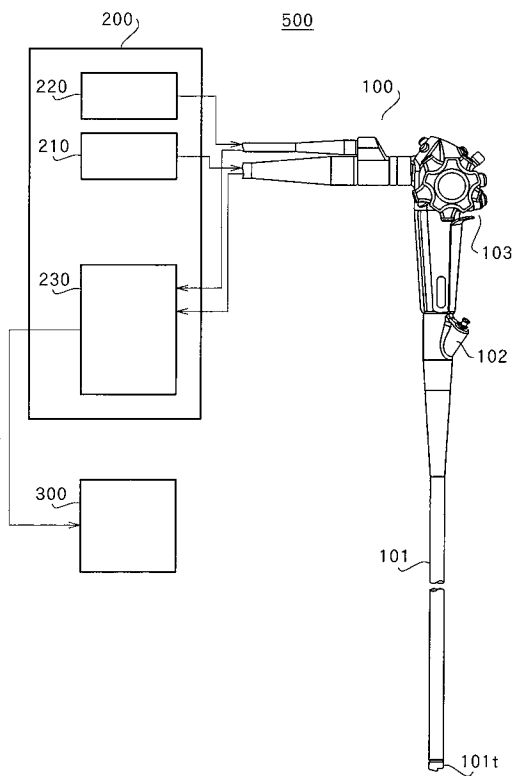
【図7】光学素子（先端素子）の変形例を示す図である。
 【図8】光学素子（先端素子）の変形例を示す図である。

【符号の説明】

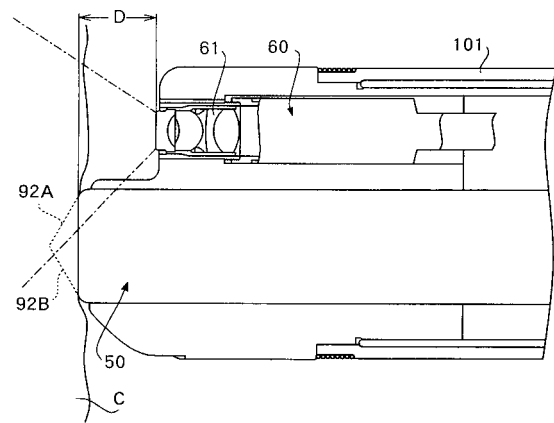
【0053】

- 2、15 光アンテナ
- 5、12、19 光ファイバ
- 6 偏光ビームスプリッタ
- 90 光学素子（先端素子）
- 50 第一光学ユニット
- 100 内視鏡
- 101 可撓管
- 200 プロセッサ
- 210 第一光源
- 230 画像処理部

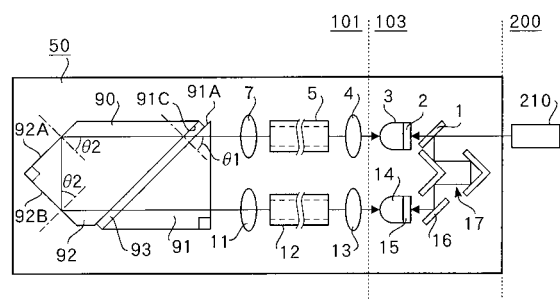
【図1】



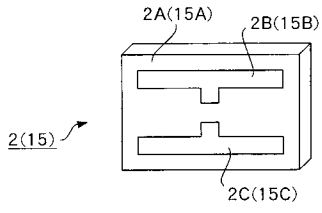
【図2】



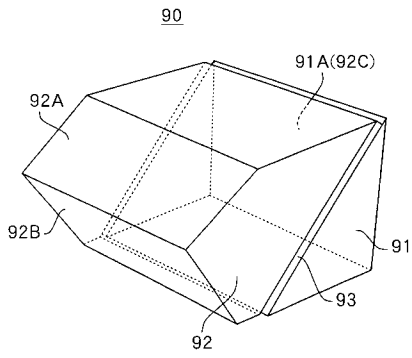
【図3】



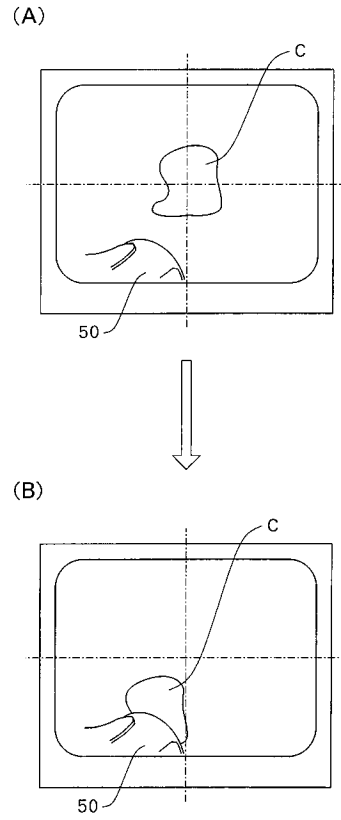
【 図 4 】



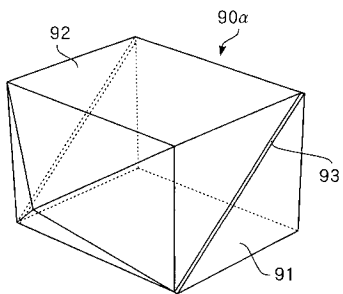
【 図 5 】



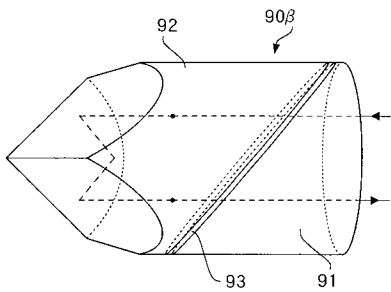
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	光学元件		
公开(公告)号	JP2006218193A	公开(公告)日	2006-08-24
申请号	JP2005036314	申请日	2005-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	佐藤威		
发明人	佐藤 威		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.A A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA03 2H040/CA24 2H040/CA25 2H040/CA26 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/QQ01 4C061/RR03 4C061/RR24 4C061/WW20 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/QQ01 4C161/RR03 4C161/RR24 4C161/WW20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种适用于新型内窥镜系统的新型光学系统，该系统能够在内窥镜观察过程中准确识别病变部位并进行高精度分析，同时保持软管的细化和小型化。提供一个元素。光学元件是在内窥镜系统中的光学元件，其包括通过挠性管照射太赫兹光以对体腔中的活组织进行光谱分析的光谱单元，并且布置在挠性管的远端。第一光学构件被提供并且具有相对于光学元件的入射太赫兹光的入射侧表面倾斜的倾斜表面，与生物组织接触的接触区域以及在该接触区域的相反侧的位置。第二光学构件具有端面，该端面具有预定的厚度，并且相邻的布置区域中，所述倾斜表面和端面彼此紧邻布置，所述光学膜具有预定厚度且折射率小于每个光学构件的光学膜的厚度。配置为仅透射入射的太赫兹光的S分量，使太赫兹光的S分量在接触区域中偏转，并在入射S分量时生成generate逆波。 [选择图]图3

