

(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2005-261826
(P2005-261826A)

(43) 公開日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24 B	5 C 1 2 2
G 0 2 B 23/26	G 0 2 B 23/26 B	
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/225 C	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2004-82395 (P2004-82395)
(22) 出願日 平成16年3月22日 (2004.3.22)

(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 100090169
弁理士 松浦 孝
(74) 代理人 100124497
弁理士 小倉 洋樹
(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 CA02 CA04 CA09 CA23 FA08
FA12
4C061 BB01 BB08 CC06 FF40 FF47
LL02 QQ03 RR04

最終頁に続く

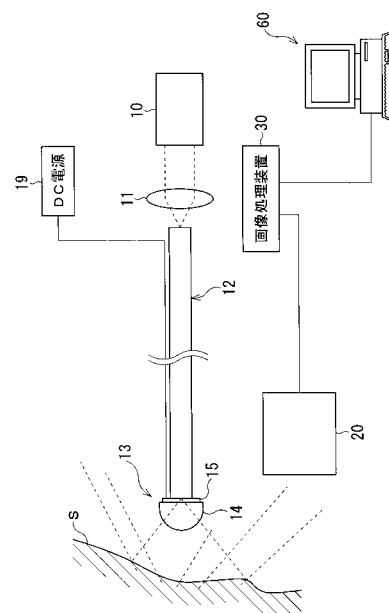
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 体内器官の内壁面から所定の深さの部分の観察を可能にする。

【解決手段】 光源10はF sパルスレーザであり、約0.78 μmのパルス光、すなわち近赤外線のパルス光を射出する。光源10から射出されるパルス光を集光レンズ11によりライトガイド12の入射端面に集光する。ライトガイド12をその出射面が電子スコープの挿入部先端に達するよう電子スコープ内に挿通させる。ライトガイド12は赤外線通信用の単一の光ファイバーである。ライトガイド12の出射端から出射する近赤外線の波形をシリコンレンズ14と光伝導素子15により所定の配光角を呈するテラヘルツ光とし、体内器官の内壁面Sに照射する。内壁面Sで反射されたテラヘルツ光を電子スコープの挿入部先端の撮像部20の電気光学結晶、面光源、一対の偏光子により可視光化し、結像レンズによりCCDの撮像面に結像させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被観察体にテラヘルツ光を照射するための照射光供給手段と、
可視光に感度を有する撮像手段と、
前記照射光供給手段から照射され、前記被観察体により反射されるテラヘルツ光を前記撮像手段を介して視認可能にするための光学的変換手段と
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照射光供給手段は、
近赤外線を射出する光源と、
近赤外線を伝送するための光ファイバーからなるライトガイドと、
前記ライトガイドから射出される近赤外線をテラヘルツ光に変換する発振素子とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記照射光供給手段は、
テラヘルツ光を射出する光源と、
テラヘルツ光を伝送するための光ファイバー束からなるライトガイドと、
前記ライトガイドから射出されるテラヘルツ光を被観察体に導くための配光レンズとを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記光学的変換手段は、
被観察体からの反射光が入射する対物レンズと、
前記対物レンズを透過したテラヘルツ光における電場強度の変化を複屈折率の変化に変換させる電気光学結晶と、
前記電気光学結晶の一面で反射した可視光における複屈折率の変化を光強度へ変換する偏光子とを有することを特徴とする請求項 2 または 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、可視光の範囲外の光にも適応可能な内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療現場で用いられるファイバースコープや電子内視鏡装置の電子スコープは可撓性を有する挿入部を備えており、その挿入部が患者の体内に挿入される。これらのスコープには光ファイバーであるライトガイドが挿通されている。ファイバースコープが接続される光源装置や電子スコープが接続される画像信号処理プロセッサ内の光源から供給される光はライトガイドにより各スコープの挿入部先端へ導かれ、患者の体内に照射光として射出される。挿入部の先端から射出された照射光は被観察体により反射され、再び挿入部の先端に入射する。

40

【0003】

ファイバースコープでは、挿入部先端から入射した光は対物光学系や接眼光学系を介して観察者の目に導かれる。また、電子内視鏡装置の場合、電子スコープの挿入部先端から入射した光は、挿入部先端に設けられた CCD で光電変換された後、画像信号処理プロセッサ内で所定の画像処理が施される。そして、画像処理が施された画像信号は画像信号処理プロセッサに接続された TV モニタへ送られ、TV モニタのディスプレイに被観察体が表示される。

【特許文献 1】特開 2003 - 93343 号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

通常、上述の照明光は可視光（約400nm（ナノメートル）～700nmの波長域の光）である。従って、ファイバースコープやTVモニターでは肉眼で直接観察する場合と変わらない画像を視認することしかできない。すなわち、器官の内壁面の表面を観察することしかできなかつた。ところが、体内の病変部位は器官の内壁面の表面下に存在していることがあり、そのような病変部位を従来のファイバースコープや電子内視鏡で発見するには限界があつた。

【0005】

本発明は、以上の問題を解決するものであり、体内器官の内壁面において通常の可視光では観察できない部分の観察を可能にすることを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明に係る内視鏡システムは、被観察体にテラヘルツ光を照射するための照射光供給手段と、可視光に感度を有する撮像手段と、照射光供給手段から照射され、被観察体により反射されるテラヘルツ光を撮像手段を介して視認可能にするための光学的変換手段とを備えたことを特徴とする。

【0007】

照射光供給手段は、例えば、近赤外線を射出する光源と、近赤外線を伝送するための光ファイバーからなるライトガイドと、ライトガイドから射出される近赤外線をテラヘルツ光に変換する発振素子とを有する。

20

【0008】

また、照射光供給手段は、例えば、テラヘルツ光を射出する光源と、テラヘルツ光を伝送するための光ファイバー束からなるライトガイドと、ライトガイドから射出されるテラヘルツ光を被観察体に導くための配光レンズとを有する。

【0009】

光学的変換手段は、例えば、被観察体からの反射光が入射する対物レンズと、対物レンズを透過したテラヘルツ光における電場強度の変化を複屈折率の変化に変換させる電気光学結晶と、電気光学結晶の一面で反射した可視光における複屈折率の変化を光強度へ変換する偏光子とを有する。

30

【発明の効果】**【0010】**

本願発明によれば、内視鏡システムにおいて照射光としてテラヘルツ光を照射し、被観察体により反射されたテラヘルツ光を可視光に変換している。従って、被観察体の表面のみならず、被観察体の表面から所定の深さの位置の状態も視認することができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0011】**

図1は、本発明に係る第1実施形態が適用される電子内視鏡システムのシステム構成図である。図2は図1の発振素子（後述）の詳細図である。図3は図1の撮像部（後述）の詳細図である。図1、図2及び図3により第1実施形態について以下説明する。図1において、光源10は、Fs（フェムト秒）パルスレーザであり、約0.78μm（マイクロメートル）幅80fsのパルス光、すなわち近赤外線のパルス光を射出する。光源10から射出されたパルス光は、集光レンズ11によりライトガイド12の入射端面に集光される。ライトガイド12は、電子スコープ（図示せず）内を挿通させられる。その出射端面は電子スコープの挿入部先端に達している。ライトガイド12は、赤外線通信の単一の光ファイバーであり、近赤外線の波長領域の光を伝達するのに適した特性を有する。

40

【0012】

電子スコープの挿入部先端においてライトガイド12の出射端の近傍には、シリコンレンズ14と光伝導素子（光スイッチ素子）15からなる発振素子13が配設される。ライトガイド12の出射端から出射される近赤外線のパルス光はシリコンレンズ14に取り付

50

けられた光伝導素子 15 によりテラヘルツ光に変換され、シリコンレンズ 14 により所定の配光角を呈した該テラヘルツ光が体内器官の内壁面 S に照射される。本明細書では、「テラヘルツ光」とは、周波数が約 0.3 THz (テラヘルツ) $\sim 3 \text{ THz}$ ($1 \text{ THz} = 10^{12} \text{ Hz}$) の電磁波をさす。DC 電源 19 は光伝導素子 15 に DC バイアス電圧 (後述) を与える電源である。

【0013】

図 2 により発振素子 13 の主に光伝導素子 15 について詳説する。なお、図 2 (a) は発振素子 13 の側面図、図 2 (b) は同背面図 (近赤外線のパルス光入射方向から見た平面図) を示す。光伝導素子 15 は高速応答する半導体基板 (光伝導基板) 16 上につくられ、その構造は 1 対の平行伝送線路 17 とその中央に配置された微小ダイポールアンテナ 18 とからなる。微小ダイポールアンテナ 18 の中央には微小なギャップ (数 μm) があ
10
り、このギャップ間に適当なバイアス電圧 (30 V 位) を印加する。このギャップに半導体のバンドギャップよりも高い光子エネルギーをもつ近赤外線のパルス光を照射すると、半導体中に電子と正孔の自由キャリアーが生成され、パルス状の電流が流れる。この電気パルスが空中に放射されると電磁波パルス、即ちテラヘルツ光となる。

【0014】

図 1 に戻って、内壁面 S で反射されたテラヘルツ光は、電子スコープの挿入部先端に設けられた撮像部 20 へ導かれる。内壁面 S で反射されたテラヘルツ光は、内壁面 S の各照射位置の医学的状态に応じて電場強度に変化が生じており、撮像部 20 では入射したテラヘルツ光の電場強度に変化に基づく輝度変化を有する画像信号が生成される。電子スコー
20
プは画像処理装置 30 に接続されており、撮像部 20 で生成された画像信号は画像処理装置 30 へ入力される。画像処理装置 30 では、入力された画像信号に所定の画像処理が施される。画像処理が施された画像信号は、画像処理装置 30 に接続された TV モニタ 60 へ出力される。その結果、被観察体が TV モニタ 60 に表示される。

【0015】

図 3 により撮像部 20 について詳説する。内壁面 S で反射されたテラヘルツ光は、まず、TPX (ポリメチルペンテン) 等で形成された対物レンズ 21 を介してテルル化亜鉛 (ZnTe) 結晶等で形成される電気光学結晶 22 の一方の面 22a へ導かれる。電気光学結晶 22 のテラヘルツ光像面の各点では、入射するテラヘルツ光における各照射位置の医学的状态に応じた電場強度に比例して屈折率の変化が生じ、電気光学結晶 22 の他方の面
30
22b へ入射する光に対して複屈折が誘起される状態となる。換言すると、入射するテラヘルツ光における電界の変化が電気光学結晶 22 により複屈折率の変化に変換される。

【0016】

一方、発光面から均一な可視光を発光する EL 発光素子等の面光源 23 から照射された光は、反射ミラー 24 を介して 1 対の偏光子 25 の一方の偏光子 25A を通過して特定の偏光を有する光とされた後、電気光学結晶 22 の面 22b に入射し、反射して他方の偏光子 25B に入射する。尚、偏光子 25B は、偏光子 25A を通過し特定の偏光を有する状態とされた光が入射された場合に、その光を透過しないよう偏光子 25A に対して光学的に調整されている。換言すれば、偏光子 25A を通過しただけの光は通過しないよう、偏光子 25B は光学的に調整されている。従って、上述のように、電気光学結晶 22 の面
40
22a へ上記のテラヘルツ光が入射した状態で、面 22b に入射した光に対して複屈折が誘起された光が反射されて偏光子 25B に入射すると、偏光子 25B から電気光学結晶 22 の複屈折率に応じた光強度の光が出射される。すなわち、偏光子 25B では電気光学結晶 22 の複屈折率の変化が可視光の光強度の変化へ変換される。偏光子 25B を出射した可視光は、反射ミラー 26 を介して結像レンズ 27 により CCD 28 の撮像面に結像される。CCD 28 では、入射した光が光電変換され光強度の変化に応じた輝度変化を有する画像信号が生成される。

【0017】

なお、面光源 23、反射ミラー 24、偏光子 25A と偏光子 25B、反射ミラー 26、結像レンズ 27、CCD 28 との間には光学的な干渉を防止するための遮光壁 29 が設け
50

られている。また、対物レンズ 2 1、電気光学結晶 2 2、面光源 2 3、反射ミラー 2 4、2 6、偏光子 2 5 A、2 5 B、結像レンズ 2 7、CCD 2 8、遮光壁 2 9 は電子スコープの挿入部先端内に設けられる。更に、もし反射ミラー 2 4、2 6 を使わない構成とすると、面光源 2 3、集光レンズ 2 7、CCD 2 8 を図 3 に示す位置よりも外側に設けなければならない。従って、反射ミラー 2 4、2 6 を設けたことにより、挿入部先端を細径化することができる。

【0018】

図 4 は、本発明に係る第 2 実施形態が適用される電子内視鏡システムのシステム構成図である。図 4 において第 1 実施形態と同様の要素には同一の符号が付されている。光源 5 0 はテラヘルツ光を出射するレーザ装置である。光源 5 0 には例えば、CO₂レーザ、QCLレーザ、差波長レーザ、LPOレーザ等が用いられる。光源 5 0 から出射されたテラヘルツ光は、集光レンズ 5 1 を介してライトガイド 5 2 の入射面に集光される。ライトガイド 5 2 は、第 1 実施形態のライトガイド 1 2 と同様、不図示の電子スコープ内を挿通しており、その出射面は電子スコープの挿入部先端に達している。ライトガイド 5 2 は複数の光ファイバの束であり、光ファイバにはテラヘルツ光を電子スコープの挿入部先端まで導くべく、例えば、フォトニック結晶ファイバ、シリコン結晶ファイバ、アルミ中空ファイバ等が用いられる。ライトガイド 5 2 から出射するテラヘルツ光は配光レンズ 5 3 を介して体内器官の内壁面 S に照射される。

10

【0019】

尚、被観察体により反射されたテラヘルツ光を処理する撮像部 2 0 等の構成は第 1 実施形態と同様なので説明を省略する。

20

【0020】

以上のように、第 1 及び第 2 実施形態によれば、透過性を有するテラヘルツ光が被観察体である体内器官の内壁面 S に照射され、その反射光が電子スコープの挿入部先端に入射するよう構成される。すなわち、照射光は内壁面 S の表面から所定の深さまで透過し、そこで反射されたテラヘルツ光の電場強度に対応した光強度を有する可視光が電子スコープ内の CCD 2 8 の撮像領域に結像される。従って、内壁面 S から所定の深さに生じた病変部位を観察することが可能となる。その結果、内壁面 S の表面を観察するだけでは発見することができない病変部位の早期発見が可能となる。

【0021】

30

尚、第 1 及び第 2 実施形態ではテラヘルツ光を照射する構成とテラヘルツ光を可視化する構成を中心に説明したが、これらの電子内視鏡システムは、テラヘルツ光による観察に関する構成と共に、通常可視光を照射し、その反射光を撮像する通常観察も可能なように、通常観察用照明光学系及び通常観察用撮像部の各構成をも備えていることは言うまでもない。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図 1】本発明に係る第 1 実施形態が適用される電子内視鏡システムのシステム構成図である。

【図 2】図 1 の発振素子の詳細図である。

40

【図 3】図 1 の撮像部の詳細図である。

【図 4】本発明に係る第 2 実施形態が適用される電子内視鏡システムのシステム構成図である。

【符号の説明】

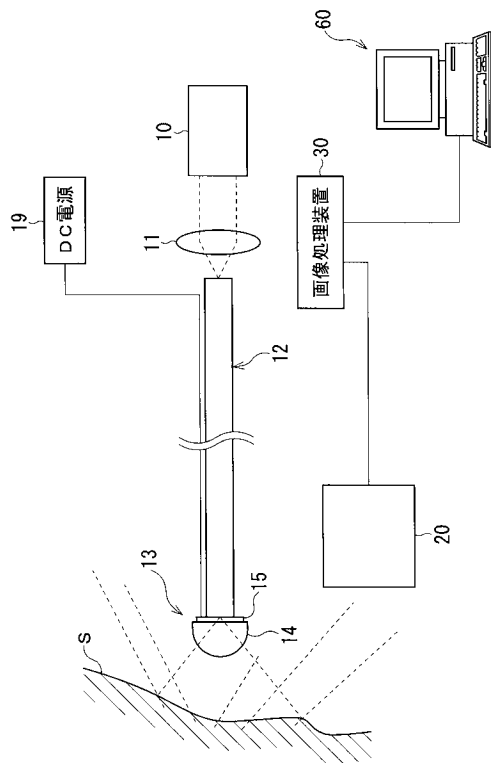
【0023】

- 1 0、5 0 光源
- 1 1、5 1 集光レンズ
- 1 2、5 2 ライトガイド
- 1 3 発振素子
- 1 4 シリコンレンズ

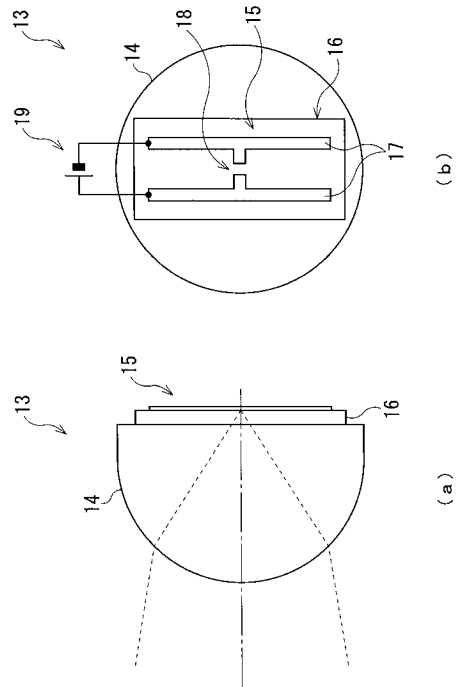
50

- 15 光伝導素子
- 20 撮像部
- 21 対物レンズ
- 22 電気光学結晶
- 23 面光源
- 24、26 反射ミラー
- 25 A、25 B 偏光子
- 27 結像レンズ
- 28 CCD
- 30 画像処理装置
- 60 TVモニタ

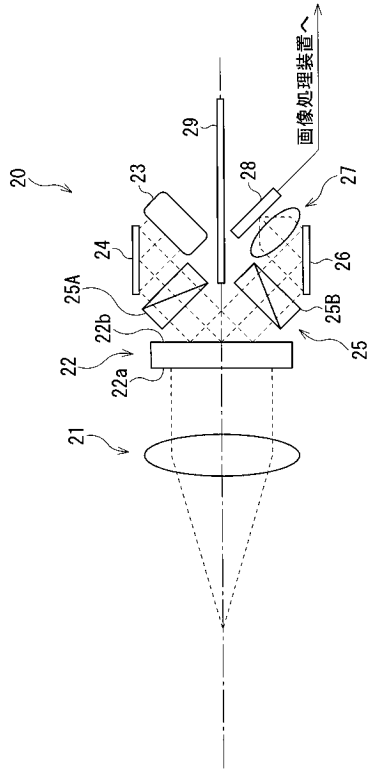
【図1】



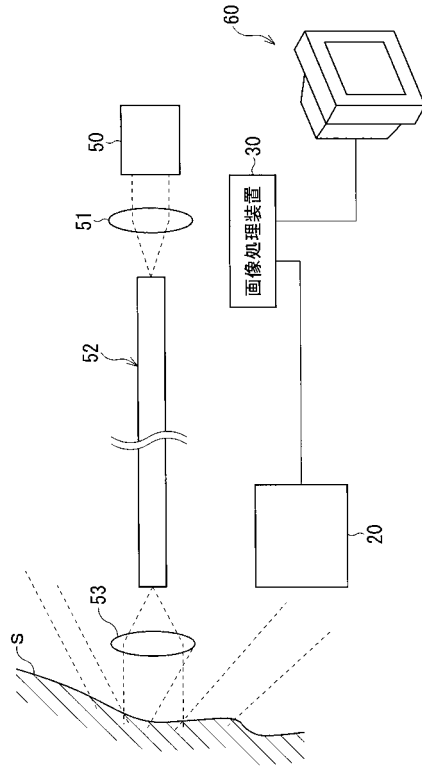
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.⁷ F I テーマコード(参考)
H 0 4 N 5/238 H 0 4 N 5/238 Z

Fターム(参考) 5C122 DA15 DA26 EA59 FB01 FB03 FB11 FC01 GE01 GE05 GE11
GG05

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2005261826A	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2004082395	申请日	2004-03-22
[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	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/238		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.C H04N5/238.Z A61B1/00.521 A61B1/00.731 A61B1/07.730 A61B1/07.733 H04N5/225 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/238		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA23 2H040/FA08 2H040/FA12 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/QQ03 4C061/RR04 5C122/DA15 5C122/DA26 5C122/EA59 5C122/FB01 5C122/FB03 5C122/FB11 5C122/FC01 5C122/GE01 5C122/GE05 5C122/GE11 5C122/GG05 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/QQ03 4C161/RR04		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：观察距人体器官内壁表面预定深度的部分。光源10是Fs脉冲激光器，并且发射约0.78μm的脉冲光，即，近红外脉冲光。从光源10发射的脉冲光被聚光透镜11会聚在光导12的入射端面上。将光导12插入到电子内窥镜中，使得其发射表面到达电子内窥镜的插入部分的尖端。光导12是用于红外通信的单根光纤。从光导12的发射端发射的近红外波形被硅透镜14和光电导元件15制成呈现预定光分布角的太赫兹光，并照射在内部器官的内壁表面S上。在内壁表面S上反射的太赫兹光在电子示波器的插入部分的尖端被电光晶体，面光源和成像单元20的一对偏振器所可见，并通过成像镜头成像在CCD的成像表面上。[选型图]图1

