

(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2016-202613

(P2016-202613A)

(43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)

(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 T	2 H 0 5 2
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B 21/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
G 0 2 B 21/26 (2006.01)	G 0 2 B 21/06	
G 0 2 B 1/02 (2006.01)	G 0 2 B 21/26	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-88333 (P2015-88333)
 (22) 出願日 平成27年4月23日 (2015. 4. 23)

(71) 出願人 504190548
 国立大学法人埼玉大学
 埼玉県さいたま市桜区下大久保255
 (74) 代理人 100104204
 弁理士 峯岸 武司
 (72) 発明者 中井 淳一
 埼玉県さいたま市桜区下大久保255 国
 立大学法人埼玉大学内
 Fターム(参考) 2H052 AA07 AC15 AC26 AD06
 4C161 CC03 CC06 FF40 FF47 HH54
 JJ06 JJ11 JJ17 MM09 NN01
 PP12 QQ09 RR06

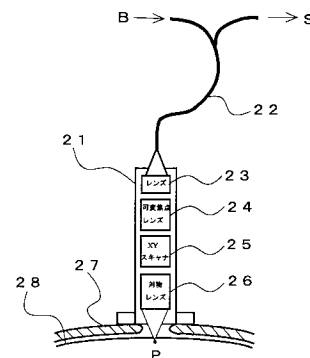
(54) 【発明の名称】 生体装着型小型顕微鏡および内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 光照射位置を極めて速く走査でき、光軸方向における集光位置を極めて速く焦点調節できる生体装着型小型顕微鏡および内視鏡を提供する。

【解決手段】 生体装着型小型顕微鏡21は、補助レンズ23、可変焦点レンズ24、XYスキャナ25、および対物レンズ26から構成され、モデル動物の頭蓋骨27に装着される。光ファイバ22にはレーザー光Bが入射され、レーザー光BはKTN結晶で構成される可変焦点レンズ24に導かれる。可変焦点レンズ24は、KTN結晶への印加電圧が変化させられて、レーザー光Bの焦点位置を極めて速く調節する。次に、レーザー光Bは、KTN結晶で構成されるXYスキャナ25に入射する。XYスキャナ25は、KTN結晶への印加電圧が変化させられて、レーザー光Bを極めて速く走査する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

自由に動く生体に装着され、前記生体の組織表面または生体内に光を照射して前記組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡において、

印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記光を通し、前記印加電圧を制御して、前記印加電圧の印加方向において前記結晶の屈折率を傾斜させることで、前記光の走査方向を可変するスキャナを備えることを特徴とする生体装着型小型顕微鏡。

【請求項 2】

自由に動く生体に装着され、前記生体の組織表面または生体内に光を照射して前記組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡において、

印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記光を通し、前記印加電圧を制御して、前記光の光軸中心が通る部分の前記結晶の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、前記光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器を備えることを特徴とする生体装着型小型顕微鏡。

【請求項 3】

自由に動く生体に装着され、前記生体の組織表面または生体内に光を照射して前記組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡において、

第 1 の印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈する第 1 のタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記光を通し、第 1 の前記印加電圧を制御して、前記光の光軸中心が通る部分の第 1 の前記結晶の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、前記光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器と、

第 2 の印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈する第 2 のタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節された前記光を通し、第 2 の前記印加電圧を制御して、第 2 の前記印加電圧の印加方向において第 2 の前記結晶の屈折率を傾斜させることで、前記光の走査方向を可変するスキャナとを備えることを特徴とする生体装着型小型顕微鏡。

【請求項 4】

先端を生体内部に挿入して前記先端から生体内部に光を照射する内視鏡において、

印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記光を通し、前記印加電圧を制御して、前記印加電圧の印加方向において前記結晶の屈折率を傾斜させることで、前記光の走査方向を可変するスキャナを備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 5】

先端を生体内部に挿入して前記先端から生体内部に光を照射する内視鏡において、

印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記光を通し、前記印加電圧を制御して、前記光の光軸中心が通る部分の前記結晶の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、前記光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器を備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 6】

先端を生体内部に挿入して前記先端から生体内部に光を照射する内視鏡において、

第 1 の印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈する第 1 のタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記光を通し、第 1 の前記印加電圧を制御して、前記光の光軸中心が通る部分の第 1 の前記結晶の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、前記光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器と、

第 2 の印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈する第 2 のタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶内に前記焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節された前記光を通し、第 2 の前記印加電圧を制御して、第 2 の前記印加電圧の印加方向において第 2 の前記結晶の屈折率を傾斜させることで、前記光の走査方向を可変するスキャナとを備えることを特徴とする内視鏡。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

前記焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節される前記光の広がりを調節するリレーレンズを前記焦点調節器と前記スキャナとの間に備えることを特徴とする請求項 3 に記載の生体装着型小型顕微鏡または請求項 6 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の組織表面または生体内に光を照射して生体の組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡、および、生体内部に挿入した先端から生体内部に光を照射する内視鏡に関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

従来、この種の生体装着型小型顕微鏡としては、例えば、非特許文献 1 に開示された動物の頭部に装着されるものがある。

【0003】

この小型顕微鏡 1 は、図 1 (a) に示すように、自由に動き回るラットやマウスといったモデル動物 2 の頭部に装着され、その内部構成は同図 (b) に示される。小型顕微鏡 1 には光ファイバ 3 を介してレーザー光が導入される。このレーザー光は、ファイバスキャナ 4 , チューブレンズ 5 , およびビームスプリッタ 6 を経て、対物レンズ 7 を介して、モデル動物 2 の生体内に導かれ、モデル動物 2 の頭蓋骨 2 a の開口部に露出する脳組織を照射する。この際、レーザー光は、モーター駆動される焦点調節器 8 によってその焦点が調節される。

20

【0004】

このレーザー光の照射によって焦点面近傍にある蛍光分子だけが 2 光子励起し、蛍光を発する。この蛍光は、ビームスプリッタ 6 によってコリメートレンズ 9 に反射し、コリメートレンズ 9 によって集められてフォトマルチチューブ (PMT) 10 で検出される。PMT 10 で検出された信号は、測定線 11 を介して観察系へ送られ、モデル動物 2 の脳組織が画像化される。

【先行技術文献】

【非特許文献】

30

【0005】

【非特許文献 1】Helmchen F, Denk W, Kerr JN. 著 「Miniaturization of two-photon microscopy for imaging in freely moving animals.」 Cold Spring Harb Protoc. 2013 Oct 1;2013(10):904-13. doi: 10.1101/pdb.top078147.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記従来の非特許文献 1 に開示される生体装着型小型顕微鏡 1 は、レーザー光を走査するファイバスキャナ 4 が piezo 素子から構成される。試料へ照射するレーザー光は、piezo 素子によって光ファイバ 3 が機械的に振動されることで、焦点面の x - y 方向に走査される。

40

【0007】

piezo 素子を用いて共振型スキャナを構成する場合、piezo 素子を共振させることで、一定の速度で光ファイバ 3 を振動させてレーザー光を走査 (スキャン) することができる。しかし、ランダムスキャンをすることはできず、たとえできたとしても、光ファイバ 3 の振動が収まるまで待つ必要があり、時間がかかる。また、x 方向と y 方向に piezo 素子のペアを用いて、x , y 2 軸の非共振型スキャナを構成する場合には、piezo 素子の共振周波数以下の速度でラスタースキャンまたはランダムスキャンさせることが可能である。

【0008】

しかしながら、ファイバスキャナ 4 が共振型および非共振型のどちらのタイプであって

50

も、機械的に光ファイバ3を振動させるものであるため、共振周波数よりも高速な動作をさせることはできず、高々数kHz程度でしか振動させられない。また、このような機械式では、ファイバスキャナ4を高速に動作させて長期間使用すると、ピエゾ素子に取り付けた電極が振動や熱の発生等によって破損する可能性が高まり、故障しやすい。また、ピエゾ素子では、無視できない大きさのヒステリシスが存在し、また、機械的に振動させるのでスキャナを小型化するのが難しく、さらに、スキャナの製造に手間がかかる。

【0009】

また、上記従来の非特許文献1に開示される生体装着型小型顕微鏡1は、レーザー光の焦点調節が焦点調節器8によって行われ、小型顕微鏡1の光軸方向(z方向)における位置がモーター駆動されることで、レーザー光の焦点が調節される。このため、このような機械式の焦点調節器8によっては、ライフサイエンス分野における速い生体現象を三次元的にリアルタイムに捉えることは、困難である。

10

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明はこのような課題を解決するためになされたもので、自由に動く生体に装着され、生体の組織表面または生体内に光を照射して組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡において、印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶(以下、KTNと記す)内に光を通し、印加電圧を制御して、印加電圧の印加方向において結晶の屈折率を傾斜させることで、光の走査方向を可変するスキャナを備えることを特徴とする。

20

【0011】

本構成によれば、生体の組織表面または生体内に照射される光の走査方向は、KTNへの印加電圧に応じて、KTNの屈折率が印加電圧の印加方向において傾斜させられることで、制御される。KTNにおける電気光学効果によるこの屈折率の傾斜は、KTNに電圧を印加することでKTN内に生じる電磁場由来のものであるため、極めて速く起こる。このため、光が試料面を照射する位置は、KTNへの印加電圧を変化させてKTN内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。

【0012】

したがって、本構成のスキャナによれば、機械部品を使用せずに光を走査できるので、振動が発生せず、高速に走査して長期間使用しても故障することはない。また、従来よりも高速でランダムスキャンすることが可能になる。また、KTNで構成されるスキャナはヒステリシスを非常に小さくすることができる。また、顕微鏡を小型化して生体に装着するのに特に適しており、また、将来的に半導体製造技術を利用してさらに小型化して、製造の手間をさらに省くことができる可能性を持っている。

30

【0013】

また、本発明は、自由に動く生体に装着され、生体の組織表面または生体内に光を照射して組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡において、印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するKTN内に光を通し、印加電圧を制御して、光の光軸中心が通る部分のKTNの屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器を備えることを特徴とする。

40

【0014】

本構成によれば、生体の組織表面または生体内に照射される光が光軸方向に集光する位置は、KTNへの印加電圧に応じて、その光の光軸中心が通る部分のKTNの屈折率がその周辺部の屈折率と異ならせられることで、変化する。KTNにおける電気光学効果によるこの屈折率の変化も、KTNに電圧を印加することでKTN結晶内に生じる電磁場由来のものであるため、極めて速く起こる。このため、照射する光が試料において集光する光軸方向の位置は、KTNへの印加電圧を変化させてKTNの屈折率を制御することで

50

、極めて速く調節される。したがって、ライフサイエンス分野における速い生体現象などを三次元的にリアルタイムに十分捉えることが可能となる。

【0015】

また、本発明は、
先端を生体内部に挿入して先端から生体内部に光を照射する内視鏡において、
印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するK T N内に光を通し、
印加電圧を制御して、印加電圧の印加方向において結晶の屈折率を傾斜させることで、
光の走査方向を可変するスキャナを備えることを特徴とする。

【0016】

本構成によれば、内視鏡の先端から照射される光の走査方向は、K T Nへの印加電圧に応じて、K T Nの屈折率が印加電圧の印加方向において傾斜させられることで、制御される。K T Nにおける電気光学効果によるこの屈折率の傾斜は、上記のように極めて速く起こる。このため、生体内を照射する光の位置を極めて速く走査することができる内視鏡が提供される。

10

【0017】

また、本発明は、
先端を生体内部に挿入して先端から生体内部に光を照射する内視鏡において、
印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈するK T N内に光を通し、
印加電圧を制御して、光の光軸中心が通る部分のK T Nの屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器を備えることを

20

【0018】

本構成によれば、内視鏡の先端から照射される光が光軸方向に集光する位置は、K T Nへの印加電圧に応じて、その光の光軸中心が通る部分のK T Nの屈折率がその周辺部の屈折率と異ならせられることで、変化する。K T Nにおける電気光学効果によるこの屈折率の変化も、上記のように極めて速く起こる。このため、照射する光が生体内において集光する光軸方向の位置を極めて速く調節することができる内視鏡が提供される。

【0019】

また、本発明は、
自由に動く生体に装着され、生体の組織表面または生体内に光を照射して組織表面または生体内を観察する生体装着型小型顕微鏡、または、先端を生体内部に挿入して先端から生体内部に光を照射する内視鏡において、
第1の印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈する第1のK T N内に光を通し、第1の印加電圧を制御して、光の光軸中心が通る部分の第1のK T Nの屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせることで、光が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器と、
第2の印加電圧に応じて結晶内部の屈折率が変化する電気光学効果を呈する第2のK T N内に焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節された光を通し、第2の印加電圧を制御して、第2の印加電圧の印加方向において第2のK T Nの屈折率を傾斜させることで、
光の走査方向を可変するスキャナと

30

40

【0020】

本構成によれば、照射する光が試料または生体内において集光する光軸方向の位置は、第1のK T Nへの第1の印加電圧を変化させて第1のK T Nの屈折率を制御することで、極めて速く調節されると共に、光が試料面または生体内を照射する位置は、第2のK T Nへの第2の印加電圧を変化させて第2のK T N内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。また、試料または生体内に照射される光は、焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節された後、スキャナによって走査方向が可変される。このため、試料または生体内に照射される光がスキャナによって走査方向が可変された後に、焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節される場合のように、スキャナによって走査

50

方向が可変された光が焦点調節器を構成する K T N の光入射面から外れるようなことは無い。

【 0 0 2 1 】

また、本発明は、
上記の生体装着型小型顕微鏡または内視鏡において、焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節される光の広がり調節するリレーレンズを焦点調節器とスキャナとの間に備えることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

本構成によれば、焦点調節器によって光軸方向の集光位置が調節される光の広がり、リレーレンズにより、スキャナを構成する K T N の光入射面の大きさに合う最適な広がり調節される。このため、最適な大きさで鮮明に像を観察できる生体装着型小型顕微鏡、または、的確な強度を有する光を生体内部に最適な面積で照射できる内視鏡を提供することができる。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、上記のように、試料面を照射する光の位置を極めて速く走査できる、または、照射する光の光軸方向における集光位置を極めて速く調節することができる、または、照射する光の光軸方向における集光位置を極めて速く調節できると共に試料面を照射する光の位置を極めて速く走査できる生体装着型小型顕微鏡および内視鏡を提供することができる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 (a) は、従来の生体装着型小型顕微鏡の全体概略構成図、 (b) はその内部構成を示す図である。

【 図 2 】 共焦点顕微鏡として使用した本発明の第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 3 】 図 2 に示す生体装着型小型顕微鏡の可変焦点レンズを構成する K T N モジュールの斜視図である。

【 図 4 】 図 3 に示す K T N モジュールが 2 個組み合わせられてレーザー光が直交する 2 方向に集光される状況を示す斜視図である。

30

【 図 5 】 図 2 に示す生体装着型小型顕微鏡の X Y スキャナを構成する K T N モジュールの側断面図である。

【 図 6 】 図 2 の構成で従来型焦点調節器を用いた本発明の第 2 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 7 】 図 2 の構成で従来型スキャナを用いた本発明の第 3 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 8 】 2 光子励起顕微鏡として使用した本発明の第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 9 】 図 8 の構成で従来型焦点調節器を用いた本発明の第 5 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

40

【 図 1 0 】 図 8 の構成で従来型スキャナを用いた本発明の第 6 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 1 1 】 生体に突き刺して使用した本発明の第 7 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 1 2 】 (a) は、超小型顕微鏡を内蔵する本発明の第 8 の実施形態による内視鏡の先端を示す図、 (b) は同内視鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 1 3 】 (a) は、超小型光照射装置を内蔵する本発明の第 9 の実施形態による内視鏡の先端を示す図、 (b) は同内視鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 図 1 4 】 カメラを備えて L E D を光源とする本発明の第 1 0 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

50

【図 1 5】カメラを備えて光源を光ファイバで引いてくる本発明の第 1 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【図 1 6】カメラを備えて LED を光源とする本発明の第 1 2 の実施形態による内視鏡の概略構成を示す機能ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

次に、本発明による生体装着型小型顕微鏡を脳機能光学測定用の小型顕微鏡に適用した実施の形態について説明する。

【0026】

図 2 は、共焦点顕微鏡として使用した第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 の概略構成を示す機能ブロック図である。

10

【0027】

生体装着型小型顕微鏡 2 1 は、光ファイバ 2 2 に接続された補助レンズ 2 3、可変焦点レンズ 2 4、XY スキャナ 2 5、および対物レンズ 2 6 から構成され、自由に動き回るモデル動物の頭蓋骨 2 7 に装着される。頭蓋骨 2 7 の開口部には生体の脳組織 2 8 が露出している。

【0028】

光ファイバ 2 2 には図示しないレーザー光源からレーザー光 B が入射され、レーザー光 B は補助レンズ 2 3 を介して可変焦点レンズ 2 4 に導かれる。可変焦点レンズ 2 4 は、レーザー光 B が集光する光軸方向の位置を可変する焦点調節器を構成しており、図 3 の斜視図に構造が示される KTN モジュール 1 2 が 2 個使用されて構成される。

20

【0029】

KTN モジュール 1 2 は、電気光学素子である KTN 結晶 1 3 に二対の電極 1 4 a、1 4 b および 1 5 a、1 5 b が設けられて、構成されている。一方の一对の電極 1 4 a、1 4 b は、直方体状をした KTN 結晶 1 3 のレーザー光入射面 1 3 a にレーザー光 B の入射位置を挟んで間隔をあけて帯状に設けられている。他方の一对の電極 1 5 a、1 5 b は、KTN 結晶 1 3 のレーザー光出射面 1 3 b にレーザー光 B の出射位置を挟んで、一对の電極 1 4 a、1 4 b に対向して帯状に設けられている。

【0030】

KTN 結晶 1 3 は、カリウム (K)、タンタル (Ta)、ニオブ (Nb) からなるタンタル酸ニオブ酸カリウム結晶で、化学式は $KTa_{1-x}Nb_xO_3$ で表される。この KTN 結晶 1 3 は、正方晶と立方晶の相転移温度より数度高い温度に保たれて、立方晶の状態 で用いられ、金 (Au) や白金 (Pt) などからなる金属製の二対の電極 1 4 a、1 4 b および 1 5 a、1 5 b 間に電圧が印加されることで、電気光学効果を呈する。生体装着型小型顕微鏡 2 1 では、2 個の KTN モジュール 1 2 の各 KTN 結晶 1 3 内に上記のようにしてレーザー光 B を通過させ、二対の電極 1 4 a、1 4 b および 1 5 a、1 5 b 間への印加電圧を制御することで、印加電圧に応じて KTN 結晶 1 3 素子内部の屈折率を変化させ、レーザー光 B が試料中に集光する光軸方向の位置を可変させる。

30

【0031】

すなわち、KTN 結晶 1 3 の一方の一对の電極 1 4 a、1 4 b と他方の一对の電極 1 5 a、1 5 b との間に電圧が印加されると、一方の一对の電極 1 4 a、1 4 b と他方の一对の電極 1 5 a、1 5 b との各間における KTN 結晶 1 3 内部に図示するように電界 E が発生する。この電界 E は、一方および他方の各電極 1 4 a、1 4 b および 1 5 a、1 5 b が対向していない素子部分にも分布するが、電気光学効果による屈折率変化は電界 E の二乗に比例して起こるので、電極 1 4 a、1 4 b および 1 5 a、1 5 b に近い電界 E が大きい素子部分で屈折率が大きく変化し、電極 1 4 a、1 4 b および 1 5 a、1 5 b から離れた一对の電極間の中央の電界 E が小さい素子部分では、屈折率はあまり変化しない。したがって、レーザー光 B の光軸中心が通る部分の KTN 結晶 1 3 の屈折率は、その周辺部の屈折率と異ならせられる。

40

【0032】

50

光は屈折率の高い方に進んでいく傾向があるので、一方の一对の電極 14 a , 14 b に挟まれたレーザー光入射面 13 a に入射したレーザー光 B は、素子内部で光軸方向に偏向されて、他方の一对の電極 15 a , 15 b に挟まれたレーザー光出射面 13 b から出射される。一方および他方の電極 14 a , 14 b および 15 a , 15 b 間に高い電圧を印加するほど、レーザー光 B の光軸中心が通る部分の周辺部の屈折率変化は大きくなるので、レーザー光 B は素子内部で光軸方向に強く偏向され、それにより焦点は K T N 結晶 13 に近づく。従って、一方および他方の電極 14 a , 14 b および 15 a , 15 b 間に印加する電圧の大きさを制御することで、試料中の光軸方向 (z 軸方向) における焦点位置が可変されることとなる。

【 0 0 3 3 】

K T N 結晶 13 の電気光学効果は入射光の偏光面に依存的であるため、いわばシリンドリカルレンズとして作用し、図 4 に概念的に示すように、レーザー光 B の光を一方向にのみ集光する。また、K T N 結晶 13 の集光効果は入射レーザー光 B の偏波面に強く依存するので、生体装着型小型顕微鏡 21 では、第 1 の K T N モジュール 12 の K T N 結晶 13 で x 方向に集光されたレーザー光 B の偏光を図示しない 1 / 2 波長板で 90 度回転させてから、第 2 の K T N モジュール 12 に入射させ、第 2 の K T N モジュール 12 の K T N 結晶 13 によって x 方向に直交する y 方向にレーザー光 B を集光させて、集光させる。

【 0 0 3 4 】

可変焦点レンズ 24 で光軸方向の焦点調節が行われたレーザー光 B は、次に、X Y スキャナ 25 に入射する。X Y スキャナ 25 は、レーザー光 B の走査方向を可変するスキャナを構成しており、図 5 の側断面図に構造が示される K T N モジュール 16 が 2 個使用されて構成される。

【 0 0 3 5 】

K T N モジュール 16 は、K T N 結晶 13 と同様な K T N 結晶 17 に一对の電極 18 a , 18 b が対向して設けられて、構成されている。生体装着型小型顕微鏡 21 では、2 個の K T N モジュール 16 の各 K T N 結晶 17 内にレーザー光 B を通過させ、電極 18 a , 18 b 間への印加電圧を制御することで、印加電圧の印加方向において K T N 結晶 17 の屈折率を傾斜させることで、レーザー光 B の走査方向を可変する。

【 0 0 3 6 】

すなわち、電極 18 a , 18 b 間に電圧を印加すると、電極 18 a , 18 b から結晶内に電荷 19 が注入され、電極 18 a , 18 b 間の電界 E の分布が、K T N 結晶 17 の呈する電気光学効果によって一様な屈折率の傾斜に転化される。したがって、K T N 結晶 17 に入射したレーザー光 B は、素子内部でレーザー光 B の光軸中心 C から x 方向または y 方向に偏向されて出射される。電極 18 a , 18 b 間に高い電圧を印加するほど屈折率の傾斜は大きくなるので、レーザー光 B は素子内部で x 方向または y 方向に強く偏向される。生体装着型小型顕微鏡 21 では、第 1 の K T N モジュール 16 の K T N 結晶 17 で x 方向に偏向されたレーザー光 B は、図示しない 1 / 2 波長板を介して第 2 の K T N モジュール 16 に入射され、第 2 の K T N モジュール 16 の K T N 結晶 17 によって x 方向に直交する y 方向に偏向されて、走査される。

【 0 0 3 7 】

このように走査されたレーザー光 B は、最後に対物レンズ 26 を介して顕微鏡外へ出射され、頭蓋骨 27 の開口部に露出した生体の脳組織 28 を照射する。この際のレーザー光 B の照射位置 P は、可変焦点レンズ 24 によって z 方向の焦点が調節され、X Y スキャナ 25 によって x , y 方向に走査される。

【 0 0 3 8 】

脳組織 28 に照射されたレーザー光 B は照射位置 P で反射して同じ光路を戻り、図示しない共焦点ピンホール上に集光して、照射位置 P で励起された蛍光だけが取り出される。取り出された蛍光は光ファイバ 22 を経由して信号 S として検出器へ送出され、脳組織 28 の画像が観察されることとなる。

【 0 0 3 9 】

10

20

30

40

50

このような本実施形態の生体装着型小型顕微鏡 2 1 によれば、脳組織 2 8 の表面に照射されるレーザー光 B の走査方向は、上述のように、X Y スキャナ 2 5 を構成する K T N 結晶 1 7 (図 5 参照) への印加電圧に応じて、K T N 結晶 1 7 の屈折率が印加電圧の印加方向において傾斜させられることで、制御される。K T N 結晶 1 7 における電気光学効果によるこの屈折率の傾斜は、K T N 結晶 1 7 に電圧を印加することで K T N 結晶 1 7 内に生じる電磁場に由来するものであるため、極めて速く起こる。このため、レーザー光 B が脳組織 2 8 の表面を照射する位置 P は、K T N 結晶 1 7 への印加電圧を変化させて K T N 結晶 1 7 内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。

【 0 0 4 0 】

したがって、本構成の X Y スキャナ 2 5 によれば、機械部品を使用せずにレーザー光 B を走査できるので、振動が発生せず、高速に走査して長期間使用しても故障することはない。また、従来よりも高速でランダムスキャンすることが可能になる。また、K T N 結晶 1 7 で構成される X Y スキャナ 2 5 はヒステリシスを非常に小さくすることができる。また、顕微鏡を小型化してモデル動物等の生体に装着するのに特に適しており、また、将来的に半導体製造技術を利用してさらに小型化して、製造の手間をさらに省くことができる可能性を持っている。

【 0 0 4 1 】

また、本実施形態の生体装着型小型顕微鏡 2 1 によれば、脳組織 2 8 の表面に照射されるレーザー光 B が光軸方向に集光する位置は、上述のように、可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 (図 3 参照) への印加電圧に応じて、そのレーザー光 B の光軸中心が通る部分の K T N 結晶 1 3 の屈折率がその周辺部の屈折率と異ならせられることで、変化する。K T N 結晶 1 3 における電気光学効果によるこの屈折率の変化も、K T N 結晶 1 3 に電圧を印加することで K T N 結晶 1 3 内に生じる電磁場に由来するものであるため、極めて速く起こる。このため、レーザー光 B が脳組織 2 8 の表面において集光する光軸方向の位置は、K T N 結晶 1 3 への印加電圧を変化させて K T N 結晶 1 3 の屈折率を制御することで、極めて速く調節される。したがって、ライフサイエンス分野における速い生体現象などを三次元的にリアルタイムに十分捉えることが可能となる。

【 0 0 4 2 】

また、一般的にスキャナで光が走査された後に設けられるレンズはある程度のサイズが必要であるが、本実施形態のように可変焦点レンズ 2 4 に K T N 結晶 1 3 を用いる場合、可変焦点レンズ 2 4 の口径が小さくなるため、X Y スキャナ 2 5 で走査されたレーザー光 B を可変焦点レンズ 2 4 に通すと、走査したレーザー光 B が可変焦点レンズ 2 4 の口径から外れてしまう。しかし、本実施形態の生体装着型小型顕微鏡 2 1 においては、脳組織 2 8 の表面に照射されるレーザー光 B は、可変焦点レンズ 2 4 によって光軸方向の集光位置が調節された後、X Y スキャナ 2 5 によって走査方向が可変される。このため、照射されるレーザー光 B が X Y スキャナ 2 5 によって走査方向が可変された後に、可変焦点レンズ 2 4 によって光軸方向の集光位置が調節される場合のように、X Y スキャナ 2 5 によって走査方向が可変されたレーザー光 B が可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 のレーザー光入射面 1 3 a から外れるようなことはない。

【 0 0 4 3 】

図 6 は、共焦点顕微鏡として使用した第 2 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 A の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図 2 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 0 4 4 】

この第 2 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 A は、上記の第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 における可変焦点レンズ 2 4 を備えておらず、従来型焦点調節器 2 9 を備える点だけが、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と相違する。従来型焦点調節器 2 9 は、モータ駆動等によって装置全体を光軸方向に機械的に移動させる。その他の構成は第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同じである。

【 0 0 4 5 】

この第2の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21Aにおいては、脳組織28の表面に照射されるレーザー光Bが光軸方向に集光する位置Pは、焦点調節器29によって機械的に移動させられるため、第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21の可変焦点レンズ24に比較して低速で調節される。しかし、レーザー光Bが脳組織28の表面を照射する位置Pは、XYスキャナ25を構成するKTN結晶17への印加電圧を変化させてKTN結晶17内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。このため、レーザー光Bのx, y方向への走査に関しては、第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21と同様な作用効果が奏される。

【0046】

図7は、共焦点顕微鏡として使用した第3の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21Bの概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図2と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【0047】

この第3の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21Bは、上記の第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21におけるXYスキャナ25を備えておらず、従来型スキャナ30を備える点だけが、第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21と相違する。従来型スキャナ30は、圧電素子等によって構成され、レーザー光Bが脳組織28の表面を照射する位置Pを、従来と同様に機械的に走査する。その他の構成は第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21と同じである。

【0048】

この第3の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21Bにおいては、レーザー光Bが脳組織28の表面を照射する位置Pは、従来型スキャナ30によって機械的に走査させられるため、第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21のXYスキャナ25に比較して低速で走査される。しかし、脳組織28の表面に照射されるレーザー光Bが光軸方向に集光する位置Pは、可変焦点レンズ24を構成するKTN結晶13への印加電圧を変化させて、レーザー光Bの光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、レーザー光Bのz方向における焦点位置調節に関しては、第1の実施形態による生体装着型小型顕微鏡21と同様な作用効果が奏される。

【0049】

図8は、2光子励起顕微鏡として使用した第4の実施形態による生体装着型小型顕微鏡31の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図2と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【0050】

この第4の実施形態による生体装着型小型顕微鏡31においては、可変焦点レンズ24によってz方向の焦点位置が調節され、XYスキャナ25によってx, y方向に走査されたレーザー光Bは、ダイクロイックミラー32を通過した後、対物レンズ26を介して、頭蓋骨27の開口部に露出した生体の脳組織28を照射する。2光子励起顕微鏡では、共焦点顕微鏡のように試料での反射光を同じ光路に戻して、ピンホールにより蛍光検出をする必要はない。このため、レーザー光Bが照射されて2光子励起した蛍光は、ダイクロイックミラー32で反射させられ、補助レンズ33を介して光ファイバ34により信号Sとして検出器へ送出され、脳組織28の画像が観察されることとなる。

【0051】

このような第4の実施形態による生体装着型小型顕微鏡31によっても、レーザー光Bが脳組織28の表面を照射する位置Pは、XYスキャナ25を構成するKTN結晶17への印加電圧を変化させてKTN結晶17内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。また、脳組織28の表面に照射されるレーザー光Bが光軸方向に集光する位置Pは、可変焦点レンズ24を構成するKTN結晶13への印加電圧を変化させて、レーザー光Bの光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、第4の実施形態による生体装着型小型顕微

10

20

30

40

50

鏡 3 1 によっても、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同様な作用効果が奏される。

【 0 0 5 2 】

図 9 は、2 光子励起顕微鏡として使用した第 5 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 A の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図 6 および図 8 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 0 5 3 】

この第 5 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 A は、上記の第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 における可変焦点レンズ 2 4 を備えておらず、従来型焦点調節器 2 9 を備える点だけが、第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 と相違する。従来型焦点調節器 2 9 は、モータ駆動等によって装置全体を光軸方向に機械的に移動させる。その他の構成は第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 と同じである。

10

【 0 0 5 4 】

この第 5 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 A においては、脳組織 2 8 の表面に照射されるレーザー光 B が光軸方向に集光する位置 P は、焦点調節器 2 9 によって機械的に移動させられるため、第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 の可変焦点レンズ 2 4 に比較して低速で調節される。しかし、レーザー光 B が脳組織 2 8 の表面を照射する位置 P は、X Y スキャナ 2 5 を構成する K T N 結晶 1 7 への印加電圧を変化させて K T N 結晶 1 7 内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。このため、レーザー光 B の x , y 方向への走査に関しては、第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 と同様な作用効果が奏される。

20

【 0 0 5 5 】

図 1 0 は、2 光子励起顕微鏡として使用した第 6 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 B の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図 7 および図 8 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 0 5 6 】

この第 6 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 B は、上記の第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 における X Y スキャナ 2 5 を備えておらず、従来型スキャナ 3 0 を備える点だけが、第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 と相違する。従来型スキャナ 3 0 は、 piezo 素子等によって構成され、レーザー光 B が脳組織 2 8 の表面を照射する位置 P を、従来と同様に機械的に走査する。その他の構成は第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 と同じである。

30

【 0 0 5 7 】

この第 6 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 B においては、レーザー光 B が脳組織 2 8 の表面を照射する位置 P は、従来型スキャナ 3 0 によって機械的に走査させられるため、第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 の X Y スキャナ 2 5 に比較して低速で走査される。しかし、脳組織 2 8 の表面に照射されるレーザー光 B が光軸方向に集光する位置 P は、可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 への印加電圧を変化させて、レーザー光 B の光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、レーザー光 B の z 方向における焦点位置調節に関しては、第 4 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 3 1 と同様な作用効果が奏される。

40

【 0 0 5 8 】

図 1 1 は、共焦点顕微鏡として使用した第 7 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 C の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図 2 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 0 5 9 】

この第 7 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 C は、その先端が脳組織 2 8 の内部に突き刺され、脳組織 2 8 の内部にレーザー光 B が照射されて脳組織 2 8 の内部が観察される。この生体装着型小型顕微鏡 2 1 C においても、レーザー光 B が脳組織 2 8 の内部

50

を照射する位置 P は、X Y スキャナ 2 5 を構成する K T N 結晶 1 7 への印加電圧を変化させて K T N 結晶 1 7 内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。また、脳組織 2 8 の内部に照射されるレーザー光 B が光軸方向に集光する位置 P は、可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 への印加電圧を変化させて、レーザー光 B の光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、第 7 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 C によっても、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同様な作用効果が奏される。

【 0 0 6 0 】

次に、本発明による内視鏡を血管内手術用内視鏡に適用した実施の形態について説明する。

【 0 0 6 1 】

図 1 2 (a) は、本発明の第 8 の実施形態による血管内手術用内視鏡 4 1 の先端を示す。内視鏡 4 1 は、その先端が血管 4 2 の内部に挿入され、先端からレーザー光 B を出射して血管内病変 4 3 を照射する。内視鏡 4 1 の先端には、超小型顕微鏡 4 4 が内蔵されている。

【 0 0 6 2 】

超小型顕微鏡 4 4 は、その概略構成が同図 (b) の機能ブロック図に示され、光ファイバ 2 2 に接続された補助レンズ 2 3 , 可変焦点レンズ 2 4 , X Y スキャナ 2 5 , および対物レンズ 2 6 から構成される。なお、同図 (b) において図 2 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 0 6 3 】

光ファイバ 2 2 には図示しないレーザー光源からレーザー光 B が入射され、レーザー光 B は補助レンズ 2 3 を介して可変焦点レンズ 2 4 に導かれ、光軸方向の集光位置 P が可変される。可変焦点レンズ 2 4 を通過したレーザー光 B は X Y スキャナ 2 5 によってさらに走査方向が可変される。このように焦点調節および走査されることで、レーザー光 B は血管内病変 4 3 の各部位を照射し、血管内病変 4 3 の画像が観察されることとなる。

【 0 0 6 4 】

このような内視鏡 4 1 においても、血管内病変 4 3 に照射されるレーザー光 B が光軸方向に集光する位置 P は、可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 への印加電圧を変化させて、レーザー光 B の光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。また、レーザー光 B が血管内病変 4 3 を照射する位置 P は、X Y スキャナ 2 5 を構成する K T N 結晶 1 7 への印加電圧を変化させて K T N 結晶 1 7 内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。このため、第 8 の実施形態による内視鏡 4 1 によっても、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同様な作用効果が奏され、血管 4 2 の内部を照射するレーザー光 B の位置 P を極めて速く走査することができると共に、レーザー光 B が血管 4 2 の内部において集光する光軸方向の位置 P を極めて速く調節することができる。

【 0 0 6 5 】

また、第 8 の実施形態による内視鏡 4 1 においても、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同様に、血管内病変 4 3 に照射されるレーザー光 B は、可変焦点レンズ 2 4 によって光軸方向の集光位置が調節された後、X Y スキャナ 2 5 によって走査方向が可変される。このため、血管内病変 4 3 に照射されるレーザー光 B が X Y スキャナ 2 5 によって走査方向が可変された後に、可変焦点レンズ 2 4 によって光軸方向の集光位置が調節される場合のように、X Y スキャナ 2 5 によって走査方向が可変されたレーザー光 B が可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 のレーザー光入射面 1 3 a から外れるようなことはない。

【 0 0 6 6 】

図 1 3 (a) は、本発明の第 9 の実施形態による血管内手術用内視鏡 4 1 A の先端を示す。なお、同図において図 1 2 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。内視鏡 4 1 A の先端には、超小型光照射装置 4 5 が内蔵されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

超小型光照射装置 4 5 は、その概略構成が同図 (b) の機能ブロック図に示され、検出器へ信号 S を送出する部分の光ファイバ 2 2 が存在せず、レーザー光 B の反射戻り光を検出する構成が存在しない点だけが、図 1 2 (b) に示す超小型顕微鏡 4 4 と異なる。

【 0 0 6 8 】

この内視鏡 4 1 A では、血管内病変 4 3 をレーザー光 B で照射はするが、血管内病変 4 3 の観察は行わない。超小型光照射装置 4 5 からされるレーザー光 B は、可変焦点レンズ 2 4 の焦点調節機能により、その照射範囲が広げられたり、焦点位置 P に絞られる。レーザー光 B の照射範囲を広げることで、同図 (a) に示すように広い範囲の血管内病変 4 3 が照明される。また、レーザー光 B の照射範囲を絞ることで、血管内病変 4 3 を切断して切除することも可能となる。

10

【 0 0 6 9 】

このような内視鏡 4 1 A においても、血管内病変 4 3 に照射されるレーザー光 B が光軸方向に集光する位置 P は、可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 への印加電圧を変化させて、レーザー光 B の光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。また、レーザー光 B が血管内病変 4 3 を照射する位置 P は、X Y スキャナ 2 5 を構成する K T N 結晶 1 7 への印加電圧を変化させて K T N 結晶 1 7 内における屈折率の傾斜を制御することで、極めて速く走査される。このため、第 9 の実施形態による内視鏡 4 1 A によっても、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同様な作用効果が奏され、血管 4 2 の内部を照射するレーザー光 B の位置 P を極めて速く走査することができると共に、レーザー光 B が血管 4 2 の内部において集光する光軸方向の位置 P を極めて速く調節することができる。

20

【 0 0 7 0 】

次に、本発明による生体装着型小型顕微鏡および内視鏡によって観察される画像をカメラで撮影する実施の形態について説明する。

【 0 0 7 1 】

図 1 4 は、本発明の第 1 0 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 5 1 の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図 2 と同一または相当する部分には同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 0 7 2 】

この第 1 0 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 5 1 においては、L E D 5 2 から出射される光をレンズ 5 3 を介して顕微鏡内に取り込み、ダイクロイックミラー 5 4 で反射させて、頭蓋骨 2 7 の開口部に露出した脳組織 2 8 を照射する。この際、L E D 5 2 は、電源ケーブル 5 5 を経由する電源供給によって発光する。脳組織 2 8 に照射される光の焦点位置は、可変焦点レンズ 2 4 によって調節される。脳組織 2 8 に照射されて反射した光は、ダイクロイックミラー 5 4 を通過し、レンズ 5 6 を介して C C D または C M O S カメラ 5 7 に入射し、カメラ 5 7 で脳組織 2 8 の 3 次元画像が撮影される。カメラ 5 7 は、カメラ制御ケーブル 5 8 を経由する信号によって制御される。

30

【 0 0 7 3 】

このような第 1 0 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 5 1 によっても、脳組織 2 8 の表面に照射される光が光軸方向に集光する位置は、可変焦点レンズ 2 4 を構成する K T N 結晶 1 3 への印加電圧を変化させて、光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、第 1 0 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 5 1 によっても、第 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 2 1 と同様な作用効果が奏され、極めて速く焦点調節が行えて、脳組織 2 8 の 3 次元画像を瞬時に撮影することができる。また、この第 1 0 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 5 1 によれば、蛍光画像に限らず、明視野画像の撮影を行うことも可能である。

40

【 0 0 7 4 】

図 1 5 は、本発明の第 1 1 の実施形態による生体装着型小型顕微鏡 5 1 A の概略構成を示す機能ブロック図である。なお、同図において図 1 4 と同一または相当する部分には同

50

一符号を付してその説明は省略する。

【0075】

この第11の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51Aにおいては、顕微鏡内に入射される光の光源が上記の第10の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51と異なる。その他の構成は、上記の第10の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51と同じである。この第11の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51Aにおいては、図示しないレーザー光源から出射されて光ファイバ59によって伝搬されるレーザー光Bをレンズ53を介して顕微鏡内に取り込み、ダイクロイックミラー54で反射させて、頭蓋骨27の開口部に露出した脳組織28を照射する。

【0076】

このような第11の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51Aによっても、脳組織28の表面に照射される光が光軸方向に集光する位置は、可変焦点レンズ24を構成するKTN結晶13への印加電圧を変化させて、光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、第11の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51Aによっても、極めて速く焦点調節が行えて、脳組織28の3次元画像を瞬時に撮影することができる。また、この第11の実施形態による生体装着型小型顕微鏡51Aにおいても、蛍光画像に限らず、明視野画像の撮影を行うことも可能である。

【0077】

図16は、本発明の第12の実施形態による血管内手術用内視鏡61の先端を示す。なお、同図において図12および図14と同一または相当する部分には同一符号を付して説明する。内視鏡61は、図12に示す内視鏡41と同様にその先端が血管42の内部に挿入され、先端から光を出射して血管内病変43を照射する。内視鏡61の先端には、超小型顕微鏡62が内蔵されている。

【0078】

超小型顕微鏡62は、その概略構成が同図の機能ブロックに示され、LED52から出射される光をレンズ53を介してダイクロイックミラー54で反射させ、血管内病変43を照射する。この際、LED52は、電源ケーブル55を経由する電源供給によって発光する。血管内病変43に照射される光の焦点位置は、可変焦点レンズ24によって調節される。血管内病変43に照射されて反射した光は、ダイクロイックミラー54を通過し、レンズ56を介してCCDまたはCMOSカメラ57に入射し、カメラ57で血管内病変43の3次元画像が撮影される。カメラ57は、カメラ制御ケーブル58を経由する信号によって制御される。

【0079】

このような第12の実施形態による血管内手術用内視鏡61によっても、血管内病変43に照射される光が光軸方向に集光する位置は、可変焦点レンズ24を構成するKTN結晶13への印加電圧を変化させて、光軸中心が通る部分の屈折率をその周辺部の屈折率と異ならせる制御をすることで、極めて速く可変する。このため、第12の実施形態による血管内手術用内視鏡61によっても、極めて速く焦点調節が行えて、血管内病変43の3次元画像を瞬時に撮影することができる。また、この第12の実施形態による血管内手術用内視鏡61においても、蛍光画像に限らず、明視野画像の撮影を行うことも可能である。

【0080】

なお、可変焦点レンズ24とXYスキャナ25との双方を備える第1の実施形態による図2に示す生体装着型小型顕微鏡21、第4の実施形態による図8に示す生体装着型小型顕微鏡31、第7の実施形態による図11に示す生体装着型小型顕微鏡21C、第8の実施形態による図12に示す内視鏡41、および、第9の実施形態による図13に示す内視鏡41Aにおいて、レーザー光Bのビーム径を調節するリレーレンズを可変焦点レンズ24とXYスキャナ25との間に備えるように構成してもよい。本構成によれば、可変焦点レンズ24によって光軸方向の集光位置が調節されるレーザー光Bのビーム径は、リレー

10

20

30

40

50

レンズにより、X Y スキャナ 2 5 を構成する K T N 結晶 1 7 の光入射面の大きさに合う最適なビーム径に調節される。例えば、可変焦点レンズ 2 4 において 2 ~ 3 mm 径であったレーザー光 B のビーム径は、ガリレオ式またはケプラー式のリレーレンズ系により 1 mm 径弱にされ、2 ~ 3 倍にビーム径が絞られて、X Y スキャナ 2 5 に照射される。このため、最適な大きさで鮮明に像を観察できる生体装着型小型顕微鏡 2 1 , 2 1 C , 3 1、および、的確な強度を有するレーザー光 B を血管内病変 4 3 に最適な面積で照射できる内視鏡 4 1 , 4 1 A を提供することができる。

【産業上の利用可能性】

【0081】

近年では内視鏡手術もポピュラーなものとなっており、腹部の手術でも皮膚を大きく切開することなく外科的治療が可能になってきている。本発明は医療用器具として有用であり、手術用または検査用の内視鏡等に適用して、血栓除去や動脈硬化等の予防・治療に用いることができる。

【符号の説明】

【0082】

1 2 , 1 6 ... K T N モジュール

1 3 , 1 7 ... K T N 結晶 (タンタル酸ニオブ酸カリウム結晶)

1 3 a ... 光入射面

1 3 b ... 光出射面

1 4 a , 1 4 b , 1 5 a , 1 5 b , 1 8 a , 1 8 b ... 電極

1 9 ... 電荷

2 1 , 2 1 A ~ 2 1 C , 3 1 , 3 1 A , 3 1 B , 5 1 , 5 1 A ... 生体装着型小型顕微鏡

2 2 , 3 4 , 5 9 ... 光ファイバ

2 3 , 3 3 , 5 3 ... 補助レンズ

2 4 ... 可変焦点レンズ

2 5 ... X Y スキャナ

2 6 ... 対物レンズ

2 7 ... 頭蓋骨

2 8 ... 脳組織

2 9 ... 従来型焦点調節器

3 0 ... 従来型スキャナ

3 2 , 5 4 ... ダイクロイックミラー

4 1 , 4 1 A , 6 1 ... 血管内手術用内視鏡

4 2 ... 血管

4 3 ... 血管内病変

4 4 , 6 2 ... 超小型顕微鏡

4 5 ... 超小型光照射装置

5 2 ... L E D

5 5 ... L E D 用電源ケーブル

5 6 ... レンズ

5 7 ... C C D または C M O S カメラ

5 8 ... カメラ制御ケーブル

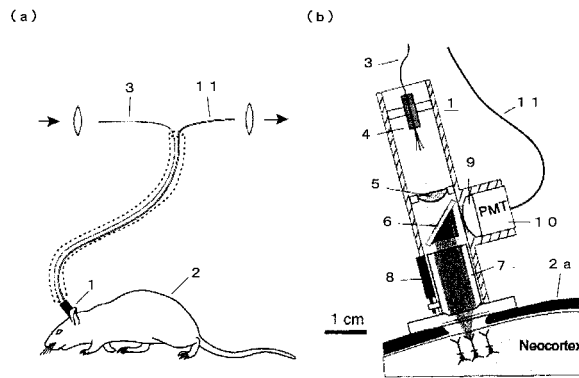
10

20

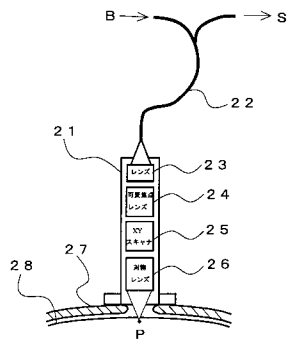
30

40

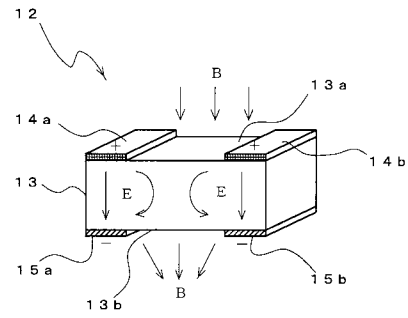
【図 1】



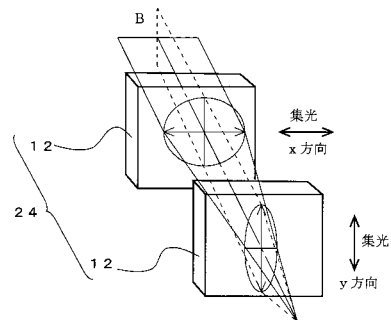
【図 2】



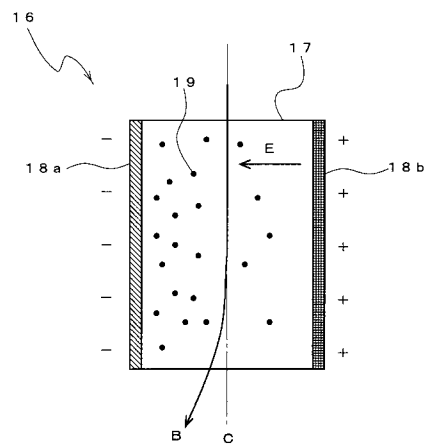
【図 3】



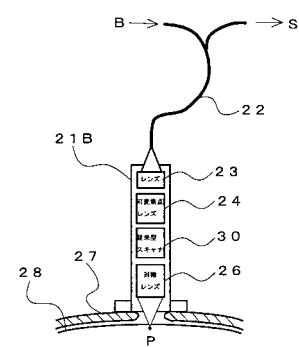
【図 4】



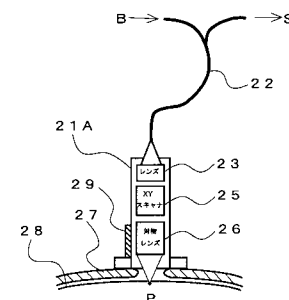
【図 5】



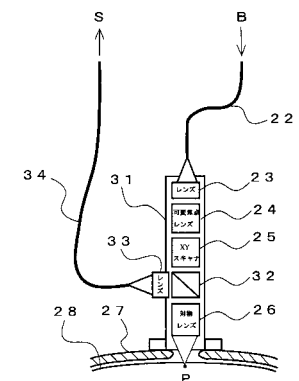
【図 7】



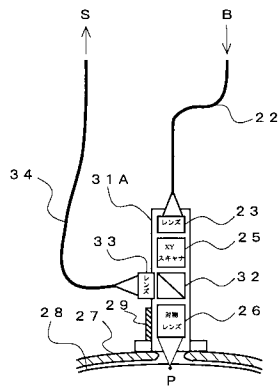
【図 6】



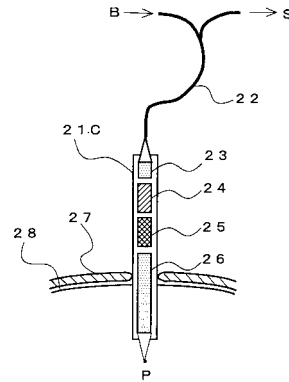
【図 8】



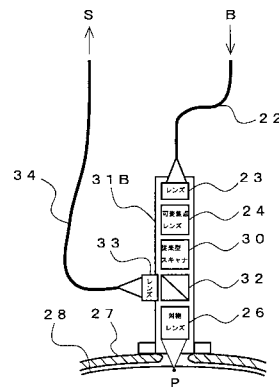
【図 9】



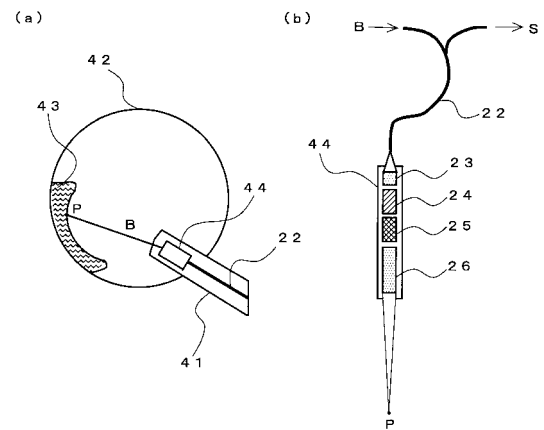
【図 11】



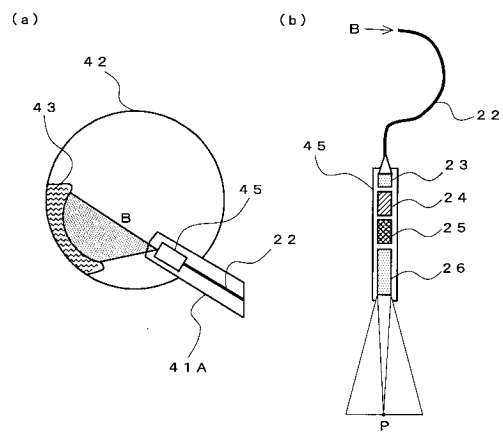
【図 10】



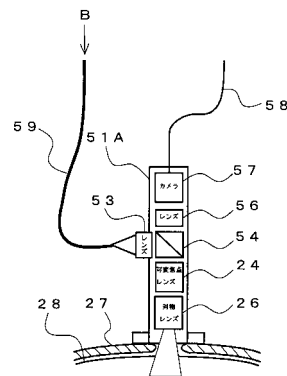
【図 12】



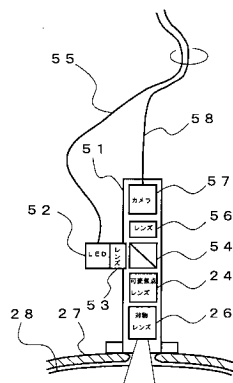
【図 13】



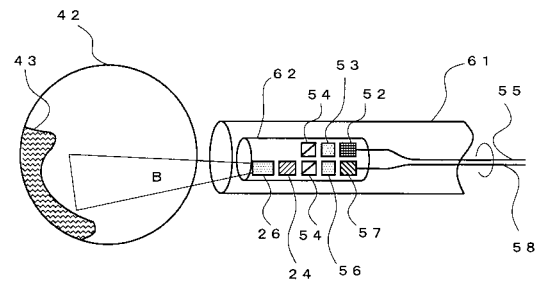
【図 15】



【図 14】



【図 16】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 1/02

专利名称(译)	生物可穿戴小型显微镜和内窥镜		
公开(公告)号	JP2016202613A	公开(公告)日	2016-12-08
申请号	JP2015088333	申请日	2015-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人埼玉大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人埼玉大学		
[标]发明人	中井 淳一		
发明人	中井 淳一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B21/06 G02B21/26 G02B1/02		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/06.A A61B1/00.300.Y G02B21/06 G02B21/26 G02B1/02 A61B1/00.500 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H052/AA07 2H052/AC15 2H052/AC26 2H052/AD06 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09 4C161/RR06		
代理人(译)	武峰岸		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够极快地扫描光辐射位置并且极快地在光轴方向上调整聚焦位置的微生物附着型小显微镜和内窥镜。解决方案：生物体附着型小显微镜21包括：辅助透镜23;可变焦距透镜24;XY扫描器25;和物镜26，并且附接到模型动物的颅骨27。激光束B进入光纤22，激光束B被引导到由KTN晶体形成的可变焦透镜24上。可变焦距透镜24被配置为使得对KTN晶体的施加电压改变，并且能够极快地调节激光束B的聚焦位置。然后激光束B进入由KTN晶体形成的XY扫描仪25。XY扫描器25被配置为使得施加到KTN晶体的电压改变，并且激光束B可以被极快地扫描。

图2：图2

