

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4740423号
(P4740423)

(45) 発行日 平成23年8月3日(2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日(2011.5.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

請求項の数 20 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-546265 (P2006-546265)	(73) 特許権者	504243970
(86) (22) 出願日	平成16年12月29日 (2004.12.29)		マウナ ケア テクノロジーズ
(65) 公表番号	特表2007-516761 (P2007-516761A)		フランス国、F-75010 パリ、リュ
(43) 公表日	平成19年6月28日 (2007.6.28)		・ドンギャン、9
(86) 国際出願番号	PCT/FR2004/003402	(74) 代理人	100090099
(87) 国際公開番号	W02005/072597		弁理士 伊藤 宏
(87) 国際公開日	平成17年8月11日 (2005.8.11)	(74) 代理人	100090251
審査請求日	平成19年11月20日 (2007.11.20)		弁理士 森田 憲一
(31) 優先権主張番号	0315627	(72) 発明者	マチュー、ジル
(32) 優先日	平成15年12月31日 (2003.12.31)		フランス国、F-34400 ルーネル、
(33) 優先権主張国	フランス (FR)	(72) 発明者	ジュネ、マガリー
			フランス国、F-78280 ギヨンク
			ール、リュ・エドガー・ドガ、7

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 均質な共焦点画像を形成するための積分走査式ミニチュア共焦点光学ヘッド、および前記ヘッドを用いた共焦点イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

共焦点イメージング装置用、特に内視鏡用の、ミニチュア型共焦点光学ヘッド(4)であって、前記ヘッド(4)は：

- 光ビーム(13)を発生するための点光源と、

- 光学ヘッド(4)の端部に配置され、検体(15)の表面下の観察視野(14)上に位置する励起点(19)に前記光ビーム(13)を収斂するためのボールレンズ(12)であって、このレンズの開口係数と点光源のサイズは全体の共焦点性を保障するようになっているものとを備え、

前記ヘッドは更に、励起点(19)が前記観察視野を走査するようにボールレンズの中心を通る2つの軸線に沿って点光源を回転変位させるための走査手段(10、21、22)を備え、前記ボールレンズ(12)は、光学ヘッド(4)を検体(15)上に置いた時にボールレンズの外側部分が検体(15)内に押し込まれる突出部を構成するように、部分的に光学ヘッド(4)の本体(16)の外側に配置してあることを特徴とする光学ヘッド。

【請求項 2】

走査時には、点光源はボールレンズとは独立に駆動することを特徴とする請求項1に基づく光学ヘッド。

【請求項 3】

走査時には、点光源とボールレンズの中心との間の距離は観察視野(14)が湾曲するべく一定に保持されることを特徴とする請求項2に基づく光学ヘッド。

10

20

【請求項 4】

走査時には、点光源はボールレンズと連動することを特徴とする請求項 1 に基づく光学ヘッド。

【請求項 5】

検体に対するボールレンズの滑りを容易にするため、ボールレンズの外側表面と検体との間に液体 (23) を導入するための手段を更に備えていることを特徴とする請求項 4 に基づく光学ヘッド。

【請求項 6】

検体に対してボールレンズが滑るのを可能にするための窓として剛性の湾曲した薄いプレートをもっと備えていることを特徴とする請求項 4 に基づく光学ヘッド。

10

【請求項 7】

走査手段 (21、22) は直接にボールレンズに作用することを特徴とする請求項 4 から 6 のいづれかに基づく光学ヘッド。

【請求項 8】

走査手段 (10) は直接に点光源に作用することを特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

【請求項 9】

点光源と一体的で、ボールレンズの残留収差を補正するために点光源とボールレンズ (12) との間に配置された、補正用光学手段 (11) を更に備えていることを特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

20

【請求項 10】

走査手段はリアルタイムで二次元画像を得るべくボールレンズの 2 つの回転軸線に沿って走査を行う手段を備えていることを特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

【請求項 11】

2 つの回転軸線に沿った走査は 4 kHz の周波数で行なわれることを特徴とする請求項 10 に基づく光学ヘッド。

【請求項 12】

走査手段はマイクロモータを有することを特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

30

【請求項 13】

走査手段は圧電手段を有することを特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

【請求項 14】

走査手段はMEMS型のマイクロメカニック手段を有することを特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

【請求項 15】

外部光源から光ビームを導くようになった光ファイバ端部部分を備え、光ビームは点光源を構成するファイバから出ること特徴とする前記請求項のいづれかに基づく光学ヘッド。

40

【請求項 16】

光ファイバは単モードであり、戻り信号の空間的濾過を可能にし、従って、ヘッドの共焦点性を保障するようなコア直径および開口係数を有することを特徴とする請求項 15 に基づく光学ヘッド。

【請求項 17】

点光源は、共焦点装置に適合する開口係数およびキャビティ出口直径を有するVCSEL型のレーザ源からなり、前記VCSEL型のレーザ源はVCSELのキャビティの背後に配置されたセンサーに接続されていることを特徴とする請求項 1 から 14 のいづれかに基づく光学ヘッド。

【請求項 18】

50

- 積分走査式の共焦点光学ヘッド(4)と；
 - 光ビームを発射するようになった光源(1、2a、2b)と；
 - 発射された信号を検出する手段(5)と；
 - 発射された信号を制御および処理してイメージング視野の共焦点画像を再構築するようになった電子制御手段(9)；
 とを備え、光学ヘッド(4)は前記請求項のいづれかに基づくものであることを特徴とする共焦点イメージング装置。

【請求項19】

光学ヘッド(4)まで及び光学ヘッド(4)から伝送するための伝送用光ファイバ(2b)と光ファイバ(2a)とを連結するための連結手段(3)とレーザ源(1)とに接続された光ファイバ(2a)と、発射された信号を検出手段まで伝送する伝送用ファイバ(2c)とを特徴とする請求項18に基づく装置。

10

【請求項20】

光学ヘッドはVCSELレーザ源と積分検出器を備え、この装置は光学ヘッドと信号処理手段との間の可撓性連結手段を備えていることを特徴とする請求項18に基づく装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、均質な共焦点画像を形成するための積分走査式ミニチュア光学ヘッド、並びにこの光学ヘッドを用いた共焦点イメージング装置に関する。

20

【0002】

本発明の特に有用な用途は、特に内視鏡の操作チャンネル(内径2~3mm)を介して、又は、内視鏡に組み込まれた光学ヘッドを用いて、生体内式(in-vivo)その場式(in-situ)に生物組織の観察および分析を可能にする、高解像度の共焦点イメージングの分野である。本発明は、また、光学ヘッドのミニチュア化を強くは必要としない皮膚科学および婦人科学に適用することができ、或いは更にヒトや小動物に対するその場式の生物学的分析の分野に適用することができる。

【背景技術】

【0003】

第1のタイプの装置、特に特許出願WO 00/16151に記載された装置によれば、可撓性の光ファイバの束で構成されたイメージガイドが使用され、その遠位端には分析すべき検体に接触させるようになった集束用光学ヘッドが設けてある。励起ビームの走査手段は、ファイバを順々に走査するために設けたイメージガイドの近位端に位置する。共焦点特性は、この場合には、特に、ガイドの同一の光ファイバが励起信号と発射された戻り信号とを伝送するために使用されることに存する。このタイプの装置は、機械的な観点において光学ヘッドが簡素化されており、従って、ミニチュア化することの可能な集束用光学手段を基本的に備えているという利点を有する。他方、この装置は、複数の光ファイバのマトリックスを使用することに関連するある種の不都合、特に組織のサンプリングの問題(1本のファイバの照明に対応する複数の励起点間の連続性)、ファイバに1本ずつ導入する問題、および特に後方散乱に関しイメージガイドの入口および出口におけるノイズ反射の問題、画像上のファイバのパターンを次に補正するために必要な画像の複雑な情報処理、などの問題を有する。

30

40

【0004】

他のタイプの公知の装置によれば、ビーム走査手段は唯一の可撓性光ファイバの遠位端にある光学ヘッド内に位置する。共焦点特性は、この場合には、ファイバのコアの直径および開口係数を適切にすることにより、その光ファイバが励起信号と発射された戻り信号とを伝送するために使用されることによって得られる。

【0005】

この種の装置の不都合は、この場合、基本的に、ヘッドを小型化することの困難さと、光ファイバから出るビームの走査を行うために用いる機械的手段の再現可能性および信頼

50

性に関連している。

【 0 0 0 6 】

文献US 6,091,067には、1本の光ファイバが2つの同種二形型圧電楔に固定された走査装置が記載されており、一方の楔はファイバの軸方向に配置してあり、他方の楔は光軸に垂直な方向に配置してある。これらの楔は、観察視野に対する適切な動きを提供するためには、所定の長さを有しなければならない。光ファイバの軸線に垂直なので、この長さの制約は実際には本発明の目的とする生体内式その場式用途にとっては光学ヘッドの直径が大きすぎるという結果を招く。

【 0 0 0 7 】

幾つかの文献はマイクロメカニック (MEMs) 形式のマイクロミラーを用いたミニチュア型共焦点光学ヘッドを記載している。

10

【 0 0 0 8 】

特許出願US 2002/0018276は1本の光ファイバを用いたミニチュア型共焦点装置を記載している。ファイバから出る光はレンズのメタライズ部へ反射される。この光は次にファイバを囲繞する二次元のマイクロミラーMEMs上で反射される。光はそれから光学系を介して検体の方へ送られる。検体から来る光は逆の経路を辿り、空間的濾過の作用をするファイバを通る。この装置はミニチュアであり、直径2mm、長さ2.5mを有する。

【 0 0 0 9 】

特許US 6,154,305、US 6,088,145、US 6,007,208、US 5,907,425、US 5,742,419、US 6,172,789およびUS 6,057,952は、静電的に駆動する2つのマイクロミラーMEMsによって観察視野の走査が行われるようになった共焦点ヘッドを記載している。提案されたヘッドはミニチュア化可能であるが、他方、本発明が目的とする用途 (例えば一般に数十 μm で離間した直径5 μm の複数の細胞核を観察するには最小限100 \times 100 μm の視野に対応する) に比してあまりにも小さな60 \times 60 μm の観察視野を提供する。毎秒当たり画像数5~8はリアルタイムのイメージング (640ラインの最も遅いモードで最低毎秒10~12画像を必要とする) のためには更になお不十分である。更になお、それらの幾つかについては、観察視野は光ファイバの軸線に平行であり、これは実際の使用 (プローブの正しい位置決め) が困難となるおそれがある。

20

【 0 0 1 0 】

一般に、マイクロミラー上で次々に起こる反射による光ビームの方向変化は、光学収差、特に視野の歪み又は湾曲を生じさせるのであり、これは補正する必要がある。

30

【 0 0 1 1 】

文献US 6,294,775は2つの軸線に沿って共鳴せられる光ファイバを用いたミニチュア型内視鏡装置を開示している。1つの光学素子は検体内でファイバから出るビームを集束させるのを可能にする。走査は螺旋状に行われるという特殊性を有する。しかしながら、得られた画像は観察視野全体にわたって不均質な品質を呈する。

【 発明の開示 】

【 0 0 1 2 】

本発明は、全視野にわたって均質な画像を得ることの可能な装置を提供することにより、これらの不都合を解消することを目的とするものである。

40

本発明の他の目的は、例えば内視鏡の操作チャンネルに組み込むべく十分に小型の光学ヘッドを提供することである。

本発明の更に他の目的は、リアルタイムで (少なくとも10画像/秒) 画像を形成することが可能で、最低約100 μm \times 100 μm 、好ましくは150 μm \times 150 μm のオーダーのイメージング視野をカバーすることの可能な装置を提供することである。

【 0 0 1 3 】

前記目的の少なくとも1つは共焦点イメージング装置 (特に内視鏡) のためのミニチュア型共焦点光学ヘッドによって達成されるもので、このヘッドは光ビームを発生するための点光源を備えている。本発明によれば、この光学ヘッドは、更に：

50

- 光学ヘッドの端部に（好ましくは、部分的に外側に）配置され、検体の表面下の観察視野上に位置する励起点に前記光ビームを収斂するためのボールレンズと（このレンズの開口係数と点光源の仕様（直径と開口係数）は全体の共焦点性を保障するようになっている）、
- 励起点が前記観察視野を走査するように点光源を回轉變位させるための走査手段、とを備えている。

【0014】

走査はボールレンズの中心を通る2つの軸線に沿った回転運動からなる。

【0015】

ボールレンズはレーザー光を検体の内部に集束させるのを可能にする。ボールレンズは以下のような多数の利点を呈する：

- 球対称：回転走査に関連するこの球対称は均質な画像を得るのを可能にする。何故ならば、従来技術の大部分の装置とは異なり、収差は全視野にわたって一定にとどまるからである。

- 開口係数が大きい（空気中で $NA = 1$ ）：この大きな開口係数は集束面から来る光子を最大限に回収するのを可能にすると共に、点光源の小さな直径に関連して、装置全体の良好な共焦点性を保障するのを可能にする。

- 直径が小さい：ボールレンズの直径は数十マイクロメートルから数十ミリメートルまで変えることができ、装置のサイズを決めるボールレンズ直径は、非侵襲特性を授与するために、観察すべき視野のサイズと研究したいサイトとに応じて選ぶことができる。

- 組立の容易性：ボールレンズは円柱形のヘッド内に配置しなければならないので、ボールレンズを使用すれば傾動の問題がない。

【0016】

本発明の光学ヘッドによれば、十分なミニチュア化が達成される。即ち、ボールレンズと点光源を使用すれば、例えば1本の光ファイバだけを用いて、検体に対する大きな開口係数および非常に良好な共焦点基準を保持しながら、装置の嵩（従って総直径）を低減することが可能になる。

【0017】

共焦点特性と視野内での収差の均質化は、光学装置に関連する視野の中央と縁との間の差を呈することのない良好な品質の画像を得るために必要である。

【0018】

本発明の第1変化形によれば、走査時には、点光源はボールレンズとは独立に枢動する。この場合には、点光源とボールレンズの中心との間の距離は観察視野が湾曲するべく一定に保持される。従って、走査手段は、ボールレンズの半球の周りの回転運動に沿って点光源を変位させながら直接に点光源に作用する。好ましくは、ボールレンズは固定したままである。

【0019】

本発明の第2変化形によれば、点光源はボールレンズと連動する。従って、ボールレンズはその中心を通る2つの回転軸線に沿って枢動することができる。好ましくは、走査手段は直接にボールレンズに作用する。また、ボールレンズと点光源に1つの動作を与えることができる。ボールレンズが枢動するこの走査モードにおいては、画像を形成するためボールレンズは検体に対して動くので、ボールレンズは検体上で滑らなければならない。従って、これは、検体はヘッドに対して（より詳しくは、ボールレンズに対して）静止したままであることを前提とするものである。このため、本発明の光学ヘッドは、好ましくは、検体に対するボールレンズの滑りを容易にするため、ボールレンズの外側表面と検体との間に液体を導入するための手段を備えている。この液体は例えば光学ヘッド経由で導入した又は自然に形成した水膜からなることができる。或いは、検体に対してボールレンズが滑るのを可能にするための窓として剛性の湾曲した薄いプレートを設けることができる。

【0020】

好ましくは、光学ヘッドは、点光源と一体的で、ボールレンズの残留収差を補正するために点光源とボールレンズとの間に配置された、補正用光学手段を更に備えている。

【0021】

従って、ボールレンズを静止したまゝにしておくことができる第1走査モードによれば、点光源は補正レンズと連動し、これら二者は共にボールレンズに関して および の2つの回転軸線に沿って枢動する。補正レンズとボールレンズとの間の距離はずっと一定に保持される。第2の走査モードによれば、点光源+補正レンズ+ボールレンズのアセンブリは回転中心としてのボールレンズの中心に対して および の2つの軸線に沿って枢動する。この場合には、補正レンズとボールレンズは接着することができる。

【0022】

これら2つの場合には、走査手段は好ましくはリアルタイムで二次元画像を得るべくボールレンズの2つの回転軸線 および に沿って走査を行う手段を備えている。その場合には、10から12画像/秒のレートを保障するべく走査の周波数は1方向に沿ってほぼ4kHzに設定する。

【0023】

更に、走査手段は点光源と1以上の光学系(補正レンズのみ、若しくは、補正レンズ+ボールレンズ)の変位を支えるようになっている。マイクロメカニク走査は、想定可能な任意の形式のアクチュエータ(静電式、磁気式、熱式)を備えた、マイクロモータ、圧電手段、又はMEM's手段により行うことができる。これらの走査手段は、好ましくはボールレンズの表面に完全に沿った半球面内で走査を行うべく高精度で制御することができる。

【0024】

本発明の好ましい実施態様によれば、光学ヘッドは外部光源から光ビームを導くようになった光ファイバ端部部分を備え、光ビームは点光源を構成するファイバから出る。好ましくは、光ファイバは単モードであり、戻り信号の空間的濾過を可能にし、従って、ヘッドの共焦点性を保障するようなコア直径および開口係数を有する。

【0025】

換言すれば、光ファイバは、検体の照明が可能な限り最も均質であることと、戻りの空間的濾過が可能な限り最良であることを同時に可能にするべく、長手方向に単モードである。光ファイバの開口係数は変えることができ、励起ビームを最適化するべく装置の所望の倍率に応じて選ぶことができる。

【0026】

変化形によれば、点光源は、共焦点装置に適合する開口係数およびキャビティー出口直径を有するVCSEL型のレーザ源からなり、後者はVCSELのキャビティーの背後に配置されたセンサーに接続されている。

【0027】

本発明の他の観点によれば、本発明は共焦点イメージング装置を提供するもので、この装置は：

- 前述したような積分走査式の共焦点光学ヘッドと；
- 光ビームを発射するようになった光源と；
- 発射された信号を検出する手段と；
- 発射された信号を制御および処理してイメージング視野の共焦点画像を再構築するようになった電子制御手段とを備えている。

【0028】

この装置は、更に、光学ヘッドまで及び光学ヘッドから伝送するための伝送用光ファイバと光ファイバとを連結するための連結手段とレーザ源とに接続された光ファイバと、発射された信号を検出手段まで伝送する伝送用ファイバとを有することができる。

【0029】

本発明によれば、光学ヘッドがVCSELレーザ源と積分検出器を備えている場合には、この装置は光学ヘッドと信号処理手段との間の可撓性連結手段を備えている。

【0030】

本発明の他の利点や特徴は非限定的な実施例の詳細な説明と添付図面から明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

図1は本発明のミニチュアヘッドを組み込むことの可能なファイバ付き共焦点イメージング装置を概略的に示す。

【0032】

この装置は例えばレーザー源のような光源1を備え、後者は検体中に蛍光又は後方散乱による戻り信号を発生することの可能な波長を有する励起信号を発射するようになっており、前記信号は単モードの第1の光ファイバ2aによって例えば50/50ファイバカプラーのような連結手段3まで搬送され、この連結手段は、光源1から来る励起信号を1本の単モード光ファイバ2b(その末端には本発明のミニチュア光学ヘッド4がある)内へ指向させるべく設けてあると共に、励起された部位から来る戻り信号を第3の単モード光ファイバ2cによって例えばフォトセンサーのような検出手段5の方へ指向させるべく設けてある。この装置は光源1と光学ヘッド4の走査手段と検出手段5とを同期して制御するための制御・操作・同期用電子手段6を備えた電子制御ユニット9を備え、この電子制御ユニットは特に検体中における信号の位置を検出してリアルタイムで画像を構成するのを可能にする。ユニット9は、更に、検出手段5によって検出された信号を増幅し成形しA/D変換するための電子手段7と、取得カードとグラフィックカードを有する情報処理手段8と、得られた画像を表示する手段を備えている。

【0033】

この装置は全体的には次のように作動する：ミニチュア光学ヘッド4は例えば内視鏡の操作チャンネルを介して分析すべき検体に接触せられる。光源1は所定の波長を有する励起信号をファイバ部分2a内へ送る。カプラー3は励起信号をファイバ部分2b内へ指向させて、信号を光学ヘッド4へ導き、光学ヘッド内では信号は走査され、検体内の所与の深度のところの分析表面(又は、分析視野)上に集束される。検体内の走査された表面から出た戻り信号は励起信号とは逆の経路を辿ってカプラー3に至る。即ち、戻り信号は光学ヘッド4の光学手段によって捕集され、ファイバ部分2b内に再結合され、次いでファイバ部分2c内のカプラー3によって検出器5の方へ指向せられる。検出された信号は増幅され、デジタル信号に変換され、次いでデータ処理され、リアルタイムで表示される画像要素を構成する。

【0034】

次に図2から図5に示した選ばれた実施例を参照しながら本発明のミニチュアヘッドを詳細に説明する。

【0035】

図2および図3には本発明の光学ヘッド4の実施例を示す。このヘッド4は例えば管状のレンズホルダーのような中空の本体16からなる機械的支持構造であり、その第1端部17は開口しており、第2端部18は密閉されている。光ファイバ2bは開口17を介してヘッド4内まで貫入している。光ファイバ2bの端部は補正レンズ11と一体になっている。

【0036】

光ファイバ2bを出たレーザービームの軸線上には、補正レンズ11の後に、このレーザービームを検体15(これは例えば生きている器官の組織である)内に位置する励起点(スポット19)に集束させるのを可能にするボールレンズ12がある。補正レンズとボールレンズは検体内の数十ミクロンの深度に光を集束させるのを可能にする。

【0037】

組織15を出た光は光ファイバ2b(これは空間的濾過の作用をする)内に再結合される前に光学ヘッドアッセンブリ内に戻る。この深度から来る光子しか検出しないというこの装置の共焦点特性は、光ファイバ2bの特性と補正レンズ11とボールレンズ12との

10

20

30

40

50

アセンブリの特性によって保障される。

【0038】

光ファイバは、組織15の照明が出来るだけ均質であることと、戻りの空間的濾過が出来るだけ最良であることとを同時に可能にするべく、長手方向単モードである。ファイバの開口係数は、光子の回収を最適化すると共に、適切なコア直径と相俟って、光ファイバ2b内への戻り信号の連結（従って、空間的濾過）が可能な限り最良になるように選ばれる。典型的には、開口係数は装置の所望の倍率に応じて0.2～0.4であり、コアの直径は1～2μmである。

【0039】

光ファイバ2bとボールレンズ12との間に配置された補正レンズ11は特にボールレンズ12の残留収差を補正すると共に場合により走査に関連する収差を最小限にする機能を有する。この補正レンズは1つ若しくは複数の屈折レンズ（二枚玉レンズ、三枚玉レンズ、屈折率分布レンズ、等）又は回折レンズで構成することができる。レンズの数は走査時に変位重量が小さくなるように比較的制限される。図2および図3の実施例では、補正レンズ11は光ファイバ2bと連動するが、ボールレンズ13とは連動しない。

10

【0040】

ボールレンズは光学ヘッドの出口窓20内に形成した円形オリフィス内に気密に楔止してある。このボールレンズ12は、ヘッド4を組織15の上に置いた時にボールレンズの外側部分が組織15内に押し込まれる突出部を構成するように、部分的に本体16の外側に配置してある。

20

【0041】

観察視野14の二次元画像を形成するため、スポット19がこの観察視野14を描くようにレーザ光を走査する。このため、光学ヘッド4は、本体16に支持され、かつ、光ファイバ2bと補正レンズ11との組立体を半球面内で変位させるように配置された走査手段10を備えている。観察視野14はその場合半球形の（又は、より一般的には、湾曲した）視野である。補正レンズ12は、ボールレンズ12に決して接触することなく、ボールレンズ12の形と対偶する面を有する。走査中は補正レンズ11とボールレンズ12との間の隙間は一定に保たれる。この走査はボールレンズの中心を通る2つの軸に沿って行われる。図3には、走査の2つの極端位置を示す。枢動角は大きなサイズの観察視野14を可能にするように選ばれ、走査速度はリアルタイムで（少なくとも10画像/秒）画像が得られる程度である。走査装置は、第1軸線に沿ったほぼ4kHzの周波数の迅速な走査と、第1軸線に垂直な第2軸線に沿ったほぼ10～15Hzの周波数の緩慢な走査とを夫々行うべく、圧電手段（図示せず）とMEMs手段（図示せず）とを有することができる。

30

【0042】

光学ヘッド4内に含まれる構成要素の組立体は、総外径が最大で2～3mmでなければならないようなヘッドのミニチュア化に適合するサイズを有する。走査手段によって作動される構成要素は耐久性があると共に機械的要求に応えることができなければならない。

【0043】

図2および図3の実施例では、ボールレンズ12は光ファイバ2bと一体ではないので、固定しておくことができる。これに対して、図4および図5に示した第2実施例は、光ファイバ2bと補正レンズ11とボールレンズ12からなる一体の組合せからなる。補正レンズ11とボールレンズ12との間の隙間は廃止してある。第2実施例は、また、走査手段21および22は出口窓20に関連づけてあり、かつ、ボールレンズ12の中心を通る2つの回転軸線に沿ってボールレンズ12を枢動させる点で、図2および図3の第1実施例とは異なる。

40

【0044】

ボールレンズ12に直接に走査する場合には、組織15の外部表面上で滑るのを容易にするべくボールレンズの外側面上に水膜23を形成する。水は図示しない導管を介して光学ヘッド4経由で導入することができるが、水膜は他の手段によって形成することもできる。また、それに代えて、或いはそれと組み合わせて、前述したような窓を使用すること

50

もできる。

【0045】

次に、本発明のレーザ走査式ミニチュア光学ヘッドの可能な3つの実施例を以下に掲げる：

実施例1：

- 光源視野：500 μ m \times 500 μ m
- 走査角（ θ_x 、 θ_y ）： $\pm 3.7^\circ$
- 光ファイバ2bの開口係数：NA = 0.25
- 光ファイバ2bのコアの直径： $d_{コア} = 2.1 \mu$ m
- ボールレンズ12の直径： $d_L = 2$ mm
- ファイバ端部 - ボールレンズ中心の距離 3.8 mm
- ボールレンズの開口係数：NA_L = 水中で1.25
- 光学系の倍率：G = 5
- 組織15内のイメージング視野14：100 μ m \times 100 μ m
- 組織内に集束されたスポット19の直径：全視野内で回折によって制限される

10

【0046】

実施例2：

- 光源視野：500 μ m \times 500 μ m
- 走査角（ θ_x 、 θ_y ）： $\pm 6.22^\circ$
- 光ファイバ2bの開口係数：NA = 0.4
- 光ファイバ2bのコアの直径： $d_{コア} = 1.31 \mu$ m
- ボールレンズ12の直径： $d_L = 2$ mm
- ファイバ端部 - ボールレンズ中心の距離 2.29 mm
- ボールレンズの開口係数：NA_L = 水中で1.20
- 光学系の倍率：G = 3
- 組織15内のイメージング視野14：166 μ m \times 166 μ m
- 組織内に集束されたスポット19の直径：全視野内で回折によって制限される

20

【0047】

実施例3：

- 光源視野：300 μ m \times 300 μ m
- 走査角（ θ_x 、 θ_y ）： $\pm 7.5^\circ$
- 光ファイバ2bの開口係数：NA = 0.4
- 光ファイバ2bのコアの直径： $d_{コア} = 1.31 \mu$ m
- ボールレンズ12の直径： $d_L = 1$ mm
- ファイバ端部 - ボールレンズ中心の距離 1.14 mm
- ボールレンズの開口係数：NA_L = 水中で1.20
- 光学系の倍率：G = 3
- 組織15内のイメージング視野14：100 μ m \times 100 μ m
- 組織内に集束されたスポット19の直径：全視野内で回折によって制限される。

30

【0048】

実施例2に対して実施例1はより大きな倍率を呈し、従って、最良の横方向および軸方向解像度を呈するが、観察視野が犠牲になる。実施例2に対して実施例3はより小さなイメージング視野を有するが、より小さな嵩を有し（2 mmの代わりに、 $d_L = 1$ mm）、従って、最良のアクセス性を有する。本発明の他の利点は、前述した走査の2つの場合には、走査の振幅が小さく、従って、デザインをするのがより容易であるということである。その結果、装置の寸法決めは研究対象、用途、および作動モード（蛍光によるイメージングモードか、或いは後方散乱によるイメージングモード）に適合させなければならないであろう。

40

【0049】

本発明は、光学品質が非常に良好で全視野にわたって均質な共焦点画像をリアルタイム

50

(約10画像/秒)で得るのを可能にする；これはレーザ走査式のミニチュア光学ヘッド(直径数mm)を用いて行われる。このような構成は、ヒト又は動物の生体内(in-vivo)アクセスが困難なサイトのイメージングを、非侵襲的に(内視鏡の場合)或いは極く僅かな侵襲をもって(微小切開)、可能にしなければならない。

【0050】

勿論、本発明は前記実施例に限定されるものではなく、本発明の範囲を逸脱することなく種々の変更を加えることができる。即ち、点光源(光ファイバ、VCSEL)と補正レンズとボールレンズとが一体である場合には、走査手段が点光源と(第1モード)及び/又は補正レンズと直接に連結されるような走査モードを想定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】図1は本発明のミニチュアヘッドを用いたファイバ式共焦点イメージング装置の実施例の概略図である。

【図2】図2は第1実施例に基づくミニチュアヘッドの横からの断面図である。

【図3】図3は図2のミニチュアヘッドの2つの異なる走査位置の断面図である。

【図4】図4は第2実施例に基づくミニチュアヘッドの横からの断面図である。

【図5】図5は図4のミニチュアヘッドの2つの異なる走査位置の断面図である。 _

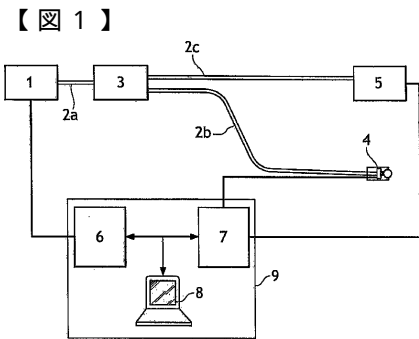


FIG.1

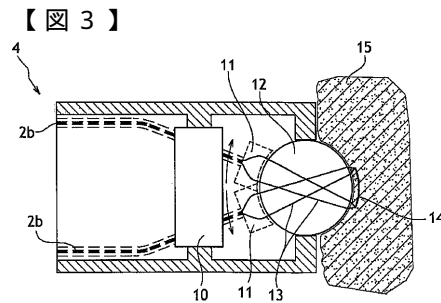


FIG.3

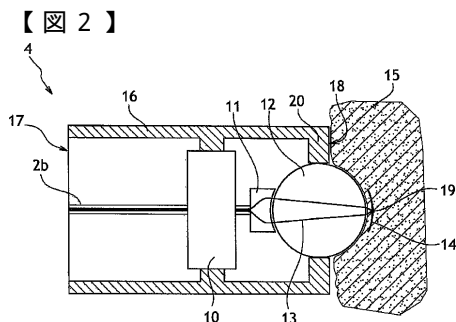


FIG.2

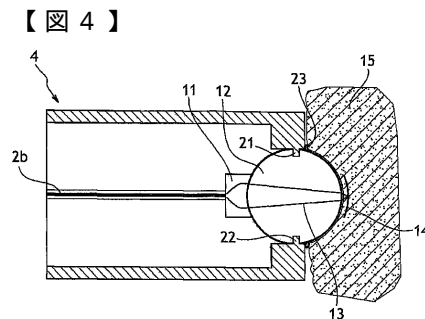


FIG.4

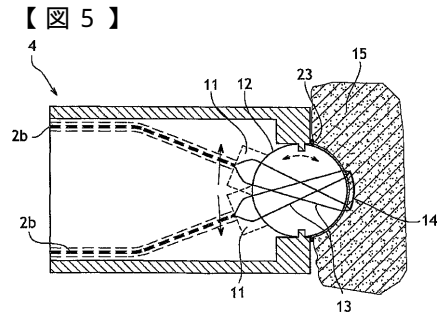


FIG.5

フロントページの続き

- (72)発明者 ヴィエルローブ、ベルトラン
フランス国、F - 9 4 1 3 0 ノジヨン・シュール・マルヌ、リュ・ド・フォントネイ、1 2 1
- (72)発明者 ベリエ、フレデリック
フランス国、F - 2 9 8 1 0 プルーアルゼル、ストリート・ランボール・リュスキュミュノック

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0151466 (US, A1)
特開2002-214127 (JP, A)
特開2008-504557 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	用于形成均匀共焦图像的集成扫描微型共焦光学头和使用所述头部的共焦成像设备		
公开(公告)号	JP4740423B2	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	JP2006546265	申请日	2004-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	莫纳基技术公司		
申请(专利权)人(译)	莫纳克亚技术		
当前申请(专利权)人(译)	莫纳克亚技术		
[标]发明人	マチュージル ジュネマガリー ヴィエルローブヘルトラン ペリエフレデリック		
发明人	マチュー、ジル ジュネ、マガリー ヴィエルローブ、ヘルトラン ペリエ、フレデリック		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 A61B1/04 A61B1/05 A61B5/00 G02B6/26 G02B6/35 G02B7/02 G02B21/00 G02B26/10		
CPC分类号	G02B21/0036 A61B1/00188 A61B1/05 G02B7/027 G02B21/0032		
FI分类号	A61B1/00.300.Y		
代理人(译)	伊藤 宏 森田健一		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2003015627 2003-12-31 FR		
其他公开文献	JP2007516761A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种微型共焦光学头，用于在共焦成像系统（特别是对内窥镜）（4），所述头部是用于产生光束（13）的点光源（图2b），该光学头一个端部（外侧部）被布置，该观察视野的检体（15）（14）位于所述地下内激励点表示用于会聚（12）的光束球透镜（19）（在此镜头光圈系数和所述点光源的尺寸适合于保证组件的共焦），扫描装置，用于激励点（19）被转动移位的点源来扫描观察视野（10,21,22）。本发明的装置具有优于的整个视场非常好的光学质量均一（光学像差的球透镜的球面对称性是恒定超过整个视场）实时共焦图像（约10张/秒）这是通过微型头实现的。 .The

【图2】

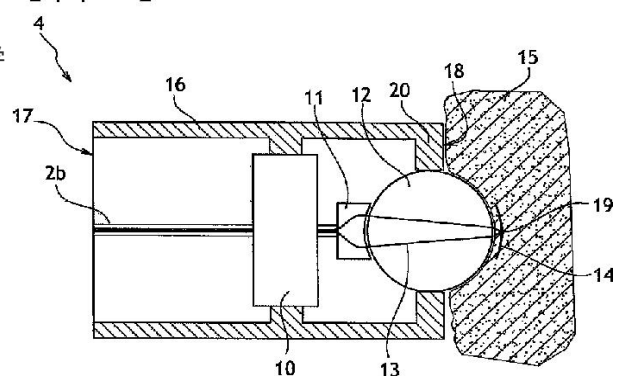


FIG.2