

(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2017-219474

(P2017-219474A)

(43) 公開日 平成29年12月14日(2017.12.14)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード(参考)	
GO1B	11/00	(2006.01)	GO1B	11/00	B	2F064	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	2F065	
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/00	300T	2G059	
GO1B	9/02	(2006.01)	A61B	1/06	B	4C161	
HO1S	5/22	(2006.01)	A61B	1/00	300E	5F173	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 25 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-115398 (P2016-115398)
 (22) 出願日 平成28年6月9日(2016.6.9)

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. HDMI

(71) 出願人 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100095957
 弁理士 亀谷 美明
 (74) 代理人 100096389
 弁理士 金本 哲男
 (74) 代理人 100101557
 弁理士 萩原 康司
 (74) 代理人 100128587
 弁理士 松本 一騎
 (72) 発明者 吉田 浩
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内

最終頁に続く

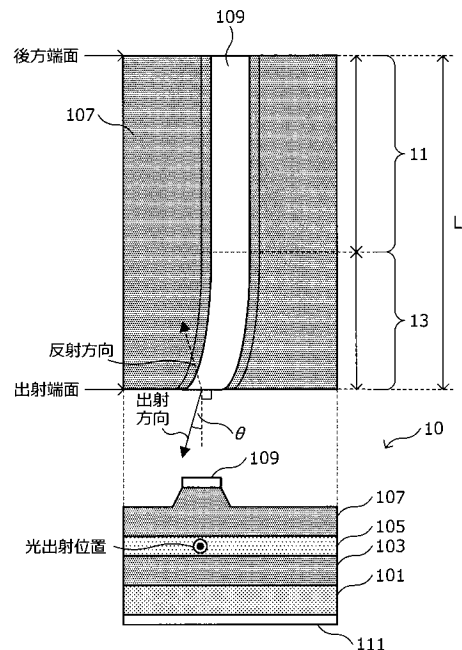
(54) 【発明の名称】 距離計測用光源及び内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 光の干渉を利用した距離計測時に、より長い距離をより正確に計測する距離計測用光源を提供する。

【解決手段】 それぞれ所定の半導体で形成されたn型クラッド層103及びp型クラッド層と、n型クラッド層とp型クラッド層107との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が射出する活性層105と、を少なくとも備え、光導波路は、活性層での光の射出端面において、光導波路中での光の進行方向が射出端面の法線方向に対して所定の角度 傾斜している。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

それぞれ所定の半導体で形成された n 型クラッド層及び p 型クラッド層と、
前記 n 型クラッド層と前記 p 型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層と、
を少なくとも備え、

前記光導波路は、前記活性層での光の出射端面において、前記光導波路中での前記光の進行方向が前記出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜している、距離計測用光源。

【請求項 2】

前記出射端面から出射する前記光は、可視光帯域に属する波長を有する、請求項 1 に記載の距離計測用光源。 10

【請求項 3】

前記光導波路は、当該光導波路中での前記光の進行方向が前記活性層内で湾曲するように設けられる、請求項 1 に記載の距離計測用光源。

【請求項 4】

前記光導波路は、前記出射端面に対して垂直な方向に沿って前記光が直進する直進光導波路と、前記出射端面に対して垂直な方向から曲がりながら前記光が進行する湾曲光導波路と、から構成される、請求項 3 に記載の距離計測用光源。

【請求項 5】

前記活性層での光の出射端面において、当該出射端面の法線方向と前記光導波路中での前記光の進行方向とのなす角は、前記光の内部損失と前記出射端面での前記光の反射損失との和がレーザ動作のための損失上限閾値よりも大きくなるように設定される、請求項 1 に記載の距離計測用光源。 20

【請求項 6】

距離計測に求められる分解能を z と表わし、前記光の中心波長及び波長帯域を、それぞれ λ 、 $\Delta\lambda$ と表わしたときに、 $(\lambda^2 / \Delta\lambda)$ z の関係が成立する、請求項 1 に記載の距離計測用光源。

【請求項 7】

前記光は、青色光であり、

前記活性層での光の出射端面において、当該出射端面の法線方向と前記光導波路中での前記光の進行方向とのなす角は、3 度以上である、請求項 1 に記載の距離計測用光源。 30

【請求項 8】

前記光は、青色光であり、

前記光のコヒーレンス長は、10 mm 以上であり、前記光の干渉光の線幅は、0.1 m m 以下である、請求項 1 に記載の距離計測用光源。

【請求項 9】

それぞれ所定の半導体で形成された n 型クラッド層及び p 型クラッド層、並びに、前記 n 型クラッド層と前記 p 型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層を少なくとも有し、前記活性層での光の出射端面において、前記光導波路中での前記光の進行方向が前記出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜するように、前記光導波路が設けられる、距離計測用光源と、 40

照明光を用いて観察対象物を観察するものであり、前記距離計測用光源からの距離計測用光が前記照明光と同軸に入射する内視鏡ユニットと、

前記距離計測用光源と前記内視鏡ユニットとの間の光路上に設けられ、前記距離計測用光の前記内視鏡ユニットからの戻り光を分岐する分岐光学系と、

前記分岐光学系により分岐された前記戻り光を干渉光学系により干渉させながら検出する検出ユニットと、

前記検出ユニットから出力された前記戻り光の周波数領域での検出信号をフーリエ変換することで、前記観察対象物までの距離を算出する距離算出部と、 50

を備える、内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、距離計測用光源及び内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、内視鏡観察時に患部の距離計測が行われることが多い。この場合、内視鏡の操作者である医師は、目盛が設けられた器具を患部に沿わせ、内視鏡を通して目視で目盛を読み取ることで、患部の距離計測を行う。しかしながら、かかる目視による距離計測は、目盛の読み取りが主観的であり、また、上記のような目盛の設けられた器具を挿入することが困難な患部も存在する。加えて、内視鏡を介して得られる画像は、大きな歪曲が存在するため、得られた計測結果に誤差が重畳している可能性が高い。上記のような理由から、より正確な患部の距離計測が可能な技術が希求されている。

10

【0003】

一方、距離計測を利用した医療用観察技術の一つに、以下の非特許文献1に開示されているような、光の干渉を利用した光コヒーレンストモグラフィ(Optical Coherence Tomography: OCT)がある。かかるOCT法は、生体組織の内部へと入射した光の反射光を光の干渉を用いて検出することで、生体組織の内部構造を非破壊で観察するための技術である。

20

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】W. Drexler, et al. "Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality", Journal of Biomedical Optics, 19(7), p. 071412 (July, 2014).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0005】

上記非特許文献1に開示されているようなOCT技術では、反射光を、マイケルソン干渉計などのような干渉計を利用して検出するが、かかる検出の際には、高次の干渉光を検出せず、0次干渉光のみを検出することが望まれる。そのため、OCT技術に用いられる光源は、高次の干渉光の発生を抑制するために、コヒーレンス長の短い光源が用いられる。従って、かかるOCT技術を患部の距離計測に適用することも考えられるが、かかる場合には、計測に利用する光のコヒーレンス長の短さに起因して、計測可能な距離が短くなってしまふ。

【0006】

そのため、内視鏡を用いて観察対象物までの距離を計測する際に、より長い距離を正確に計測することが可能な技術が希求されている状況にある。

40

【0007】

そこで、本開示では、上記事情に鑑みて、光の干渉を利用した距離計測時に、より長い距離をより正確に計測することが可能な、距離計測用光源及び内視鏡を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本開示によれば、それぞれ所定の半導体で形成されたn型クラッド層及びp型クラッド層と、前記n型クラッド層と前記p型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層と、を少なくとも備え、前記光導波路は、前記活性層での光の出射端面において、前記光導波路中での

50

前記光の進行方向が前記出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜している、距離計測用光源が提供される。

【0009】

また、本開示によれば、それぞれ所定の半導体で形成されたn型クラッド層及びp型クラッド層、並びに、前記n型クラッド層と前記p型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層を少なくとも有し、前記活性層での光の出射端面において、前記光導波路中での前記光の進行方向が前記出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜するように、前記光導波路が設けられる、距離計測用光源と、照明光を用いて観察対象物を観察するものであり、前記距離計測用光源からの距離計測用光が前記照明光と同軸に入射する内視鏡ユニットと、前記距離計測用光源と前記内視鏡ユニットとの間の光路上に設けられ、前記距離計測用光の前記内視鏡ユニットからの戻り光を分岐する分岐光学系と、前記分岐光学系により分岐された前記戻り光を干渉光学系により干渉させながら検出する検出ユニットと、前記検出ユニットから出力された前記戻り光の周波数領域での検出信号をフーリエ変換することで、前記観察対象物までの距離を算出する距離算出部と、を備える、内視鏡が提供される。

10

【0010】

本開示によれば、活性層での光の出射端面において、光導波路中での光の進行方向が出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜するように光導波路が設けられることで、出射する光のコヒーレンス長をより長くすることが可能となる。

20

【発明の効果】

【0011】

以上説明したように本開示によれば、光の干渉を利用した距離計測時に、より長い距離をより正確に計測することが可能となる。

【0012】

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、又は、上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、又は、本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】光源から出射する光を特徴づける特徴量を説明するための説明図である。

30

【図2】距離計測における仕様と光源特性との関係を示した表である。

【図3】光源特性に求められる要件の一部をまとめて示した表である。

【図4】一般的な光源の光源特性と距離計測における仕様との対比結果を示した表である。

【図5】距離計測用光源に求められる仕様の一例を示した表である。

【図6】距離計測に求められる分解能と、中心波長及び波長帯域との関係を示したグラフ図である。

【図7】本開示の実施形態に係る距離計測用光源の構成を模式的に示した説明図である。

【図8】光導波路の傾きと結合効率との関係を説明するための説明図である。

40

【図9】光導波路の傾きと結合効率との関係を示したグラフ図である。

【図10】同実施形態に係る距離計測用光源の設計手順の一例を示した流れ図である。

【図11】OCTにおける光源動作点と距離計測における光源動作点の違いを模式的に示した説明図である。

【図12】同実施形態に係る距離計測用光源の具体例を説明するための説明図である。

【図13】同実施形態に係る距離計測用光源の具体例において光の伝送の様子シミュレーション結果を示した説明図である。

【図14A】駆動電流の大きさとコヒーレンス長との関係を示したグラフ図である。

【図14B】駆動電流の大きさとコヒーレンス長との関係を示したグラフ図である。

【図14C】駆動電流の大きさとコヒーレンス長との関係を示したグラフ図である。

【図14D】駆動電流の大きさとコヒーレンス長との関係を示したグラフ図である。

50

【図 1 5】同実施形態に係る距離計測用光源の変形例の一例を模式的に示した説明図である。

【図 1 6】同実施形態に係る距離計測用光源を有する内視鏡の構成の一例を模式的に示したブロック図である。

【図 1 7】同実施形態に係る内視鏡の光学系の一例を模式的に示した説明図である。

【図 1 8】同実施形態に係る距離算出部及びカメラコントロールユニットのハードウェア構成の一例を示したブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

10

【0015】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 光源から出射する光を特徴づける特徴量について
2. 距離計測用光源についての検討
3. 実施形態
 - 3.1. 距離計測用光源について
 - 3.2. 内視鏡について
 - 3.3. ハードウェア構成

20

【0016】

(光源から出射する光を特徴づける特徴量について)

本開示の実施形態に係る距離計測用光源及び内視鏡について説明するに先立ち、光源から出射する光を特徴づける特徴量の一例について、図 1 を参照しながら簡単に説明する。図 1 は、光源から出射する光を特徴づける特徴量を説明するための説明図である。

【0017】

各種の光源から出射する光を特徴づける特徴量として、例えば、光源から出射した光の発光スペクトルを測定することで得られる特徴量である、中心波長及び波長帯域、を挙げることができる。また、このような中心波長及び波長帯域に加えて、以下で詳述する距離計測用光源を検討するに当たっては、光の可干渉性に関する特徴量であるコヒーレンス長

30

【0018】

コヒーレンス長は、着目している光の干渉しやすさ(時間的に離れている光の干渉しやすさ)の度合いを示す値であり、マイケルソン干渉計等の各種の干渉計を用いて計測することが可能である。干渉計において光路差が特定の値となる毎に光が互いに干渉する結果、大きな強度を有する干渉光が観測される。かかる干渉光は、図 1 に模式的に示したように、光路差がゼロの場合に観測される 0 次干渉光から更に高次の干渉光まで、様々な種類が存在しうるが、可干渉性の高い光ほど、より高次の干渉光まで観測される。この際に、図 1 に示したように、干渉光の包絡線の広がりに対応する大きさが、コヒーレンス長となる。また、図 1 に示したような各干渉光における線幅(半値全幅)は、距離計測用光源を用いて距離計測を行う際の分解能に関連する特徴量となる。

40

【0019】

以下では、上記のような特徴量に着目しながら、距離計測用光源に求められる特性に関する検討結果について、詳細に説明する。

【0020】

(距離計測用光源についての検討)

以下では、図 2 ~ 図 6 を参照しながら、本発明者らが実施した距離計測用光源についての検討結果について、具体的に説明する。

図 2 は、距離計測における仕様と光源特性との関係を示した表であり、図 3 は、光源特性に求められる要件の一部をまとめて示した表であり、図 4 は、一般的な光源の光源特性

50

と距離計測における仕様との対比結果を示した表である。図5は、距離計測用光源に求められる仕様の一例を示した表である。図6は、距離計測に求められる分解能と、中心波長及び波長帯域との関係を示したグラフ図である。

【0021】

内視鏡観察中に観察対象物までの距離を計測する場合、どの程度の距離まで計測することが可能なか(すなわち、計測レンジがどの程度なのか)、及び、どの程度までの距離の違いを見分けることができるのか(すなわち、計測分解能がどの程度なのか)、が重要な要件となる。距離計測用光源の計測レンジは、図2に示したように、コヒーレンス長、中心波長及び波長帯域という特徴量のうち、コヒーレンス長に關係している。一方、距離計測用光源の計測分解能は、コヒーレンス長、中心波長及び波長帯域という特徴量のうち、中心波長及び波長帯域に關係している。コヒーレンス長は、図3に示したように、縦モードあたりの光密度が高いほど長くなり、コヒーレンス長が長くなるほど、計測レンジは広がる。また、光の中心波長が短波長となるほど、距離計測における計測分解能は高くなり、光の波長帯域が広いほど、距離計測における計測分解能は高くなる。

10

【0022】

ここで、本開示で着目する光の干渉を利用した距離計測においては、計測レンジは、広ければ広いほど良いため、光源から出射する光のコヒーレンス長は、長ければ長いほど好ましい。

【0023】

また、光の干渉を利用した距離計測では、観察対象物の最表面までの距離に着目しているのであって、上記非特許文献1に示したOCTのように、観察対象物の内部構造に着目しているわけではない。ここで、観察対象物の最表面の構造を知るためにOCTのように数十 μm 程度の分解能が求められるわけではないため、波長帯域は狭くとも良いが、レーザー光のような狭帯域の光では、波長帯域は狭くなりすぎると考えられる。また、OCTでは、観察対象物の内部構造を特定するために、計測に利用する光に高次の干渉が生じるのは好ましくないが、内部構造に着目していない距離計測においては、計測に利用する光において、高次の干渉が生じてもかまわない。

20

【0024】

これらの検討結果から、本発明者らは、レーザー動作しない程度に波長帯域が狭く、かつ、高次の干渉が生じてても良い光源が、距離計測用光源として適しているとの知見を得ることができた。

30

【0025】

ここで、一般的に用いられることが多い光源である、半導体レーザー光源(Laser Diode: LD)と、スーパーミネセントダイオード(Super Luminescent Diode: SLD)について、その製品特性をまとめたものを、図4に示した。半導体レーザー光源(LD)は、1mを超える極めて長いコヒーレンス長を有すると共に、波長帯域が1nm未満と極めて狭い波長帯域を有する光を出射する光源である。かかる半導体レーザー光源(LD)を距離計測用光源として用いた場合、長いコヒーレンス長を有することから、計測レンジについては求められる特性を満足する一方で、波長帯域が狭すぎるために、十分な計測分解能を得ることができない。一方、OCTの光源として用いられることが多いSLDは、数mm未満という極めて短いコヒーレンス長を有する一方で、10nmを超える広い波長帯域を有する光を出射する光源である。かかるSLDを距離計測用光源として用いた場合、広い波長帯域を有することから、計測分解能については求められる特性を満足する一方で、コヒーレンス長が短いことから計測レンジが短くなってしまい、求められる特性を満足するような計測レンジを得ることができない。

40

【0026】

かかる比較から明らかなように、光の干渉を利用した距離計測技術を実現するための光源には、計測レンジと計測分解能という、互いにトレードオフの關係にある特性を両立することが可能な光源が求められることがわかる。

【0027】

50

本発明者らは、距離計測用光源に求められる特性について、更なる検討を行った結果、図5に示したような知見に想到した。まず、距離計測用光源に求められるコヒーレンス長としては、内視鏡観察下での実用に耐えるだけの計測レンジを実現するために、10mm以上、好ましくは20mm以上のコヒーレンス長を有していることが好ましい。また、距離計測用光源に求められる波長帯域の広さについては、求められる計測分解能に応じて、中心波長と波長帯域を設定することが好ましい。

【0028】

以下では、計測分解能と、中心波長及び波長帯域との関係について、詳細に説明する。

本発明者らによる検討の結果、計測分解能は、最長波長と最短波長との位相差が2以内となるように設定されることが好ましいとの見解を得た。いま、計測分解能を z と表わし、最長波長と最短波長との波数差を k と表わすとすると、かかる見解は、以下の式11のように表わすことができる。一方、波数 k は、波長を用いて、以下の式13で表わされるため、波数差 k は、波長帯域を用いて、以下の式15のように表わすことができる。従って、式11及び式15から、以下の式17に示す関係を得ることができる。

10

【0029】

【数1】

$$\Delta k \times \Delta z \leq 2\pi \quad \dots (式11)$$

20

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad \dots (式13)$$

$$\Delta k = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \frac{\Delta\lambda}{\lambda} \quad \dots (式15)$$

$$\Delta z \leq \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad \dots (式17)$$

30

【0030】

すなわち、距離計測用光源では、計測に求められる分解能 z を設定した上で、中心波長及び波長帯域を、上記式17を満足するように実現することが好ましい。ここで、 z を、 $z = 0.01\text{mm}$ 、 0.05mm 、 0.10mm の3種類に固定した上で、上記式17で表わされる中心波長と波長帯域との関係を、図6に示している。

【0031】

図6から明らかのように、計測に求める分解能が高くなる（ z の値が小さくなる）につれて、中心波長は短くなり、かつ、波長帯域は広がっていきることがわかる。そのため、OCTのように、 $z = 0.01\text{mm}$ 程度の高い分解能が求められる計測に用いられる光源では、高い計測分解能を実現するために、中心波長を近赤外帯域等のようになるべく長くして、かつ、波長帯域を広くすることが重要であることがわかる。一方、距離計測のようにそれほど高い計測分解能が求められない光源では、中心波長を400nm～800nm程度の可視光帯域に設定した場合であっても、適切な波長帯域を設定することで、 $z = 0.05\text{mm}$ 、 0.10mm という、距離計測には十分な計測分解能を実現することが可能となる。

40

【0032】

以上、本発明者らが実施した距離計測用光源についての検討結果について、具体的に説明した。本発明者らは、以上説明したような知見に基づき、更なる検討を行った結果、以下で詳述するような距離計測用光源を完成した。

【0033】

50

(実施形態)

< 距離計測用光源について >

以下では、図7～図15を参照しながら、本開示の実施形態に係る距離計測用光源について、詳細に説明する。

図7は、本実施形態に係る距離計測用光源の構成を模式的に示した説明図である。図8は、光導波路の傾きと結合効率との関係を説明するための説明図であり、図9は、光導波路の傾きと結合効率との関係を示したグラフ図である。図10は、本実施形態に係る距離計測用光源の設計手順の一例を示した流れ図である。図11は、OCTにおける光源動作点と距離計測における光源動作点の違いを模式的に示した説明図である。図12は、本実施形態に係る距離計測用光源の具体例を説明するための説明図であり、図13は、本実施形態に係る距離計測用光源の具体例において光の伝送の様子シミュレーション結果を示した説明図である。図14A～図14Dは、駆動電流の大きさとコヒーレンス長との関係を示したグラフ図である。図15は、本実施形態に係る距離計測用光源の変形例の一例を模式的に示した説明図である。

10

【0034】

[距離計測用光源の構造について]

本実施形態に係る距離計測用光源10は、光の干渉を用いた距離計測技術に用いられる光源であり、それぞれ所定の半導体で形成されたn型クラッド層及びp型クラッド層と、n型クラッド層とp型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層と、を少なくとも備える。

20

【0035】

かかる距離計測用光源10の層構造の一例を、図7下段に模式的に示した。

図7に示した例では、n型にドーパされた所定の半導体基板(n型半導体基板)101上に、n型にドーパされた所定の半導体を利用したn型クラッド層103が形成されている。また、n型クラッド層103の上層には、所定の半導体を利用した活性層105が形成されており、活性層105の上層には、p型にドーパされた所定の半導体を利用したp型クラッド層107が形成されている。

【0036】

また、p型クラッド層107には、図7上段に示したような、所定の形状を有するリッジ構造が形成されており、かかるp型クラッド層107のリッジ構造上には、所定の金属を利用したp型電極109が、オーミックコンタクトにより形成されている。一方、n型半導体基板101のもう一方の面には、所定の金属を利用したn型電極111が、オーミックコンタクトにより形成されている。

30

【0037】

ここで、図7に示した各層の膜厚については、特に限定されるものではなく、適宜設定すればよい。

【0038】

このように、本実施形態に係る距離計測用光源10は、ダブルヘテロ構造を有する発光素子として捉えることができる。

【0039】

p型電極109からn型電極111に向けて、所定の電流密度を有する電流が印加されることで、p型電極109側から注入された正孔とn型電極111側から注入された電子とが活性層105内で再結合する。その結果、活性層105を構成する半導体のバンドギャップに相当する波長の光が、活性層105の劈開面(図7上段において「出射端面」と記載した端面)から放出される。

40

【0040】

なお、各半導体層の劈開面(図7上段において、「出射端面」及び「後方端面」と示した端面)はARコートが施され、反射防止膜(図示せず。)が形成されている。

【0041】

なお、本実施形態に係る距離計測用光源10の層構造(縦構造)は、図7に示した例に

50

限定されるものではなく、図7に示した層以外の半導体層が適宜形成されていてもよい。例えば、n型半導体基板101とn型クラッド層103との間に、n型にドーブされた所定の半導体からなるn型半導体層が形成されていてもよいし、活性層105とp型クラッド層107との間に、p型にドーブされた所定の半導体からなるp型電子障壁層が形成されていてもよい。また、p型クラッド層107におけるリッジ構造の側面、及び、リッジ構造が形成されていないp型クラッド層107の上層には、SiO₂層及び/又はSi層が形成されていてもよい。

【0042】

本実施形態に係る距離計測用光源10では、p型クラッド層107のリッジ構造及びp型電極109が形成されている領域（より詳細には、p型クラッド層107のリッジ構造及びp型電極109が形成されている部分に対応する活性層105の領域）が、光導波路として機能する。その上で、かかる光導波路は、活性層105での光の出射端面において、光導波路中での光の進行方向が、出射端面の法線方向に対して所定の角度だけ傾斜している。

10

【0043】

具体的には、図7上段に模式的に示したように、p型クラッド層107に設けられるリッジ構造が所定の湾曲形状を有しており、かかる所定の湾曲形状を有するリッジ構造の天面に、p型電極109が形成されている。このようなリッジ構造及びp型電極109が形成されることで、光導波路は、光導波路中での光の進行方向が活性層105内で湾曲するようになる。より詳細には、上記のようなリッジ構造及びp型電極109が形成されることで、活性層105内の光導波路は、出射端面に対して垂直な方向に沿って光が直進する直進光導波路11と、出射端面に対して垂直な方向から曲がりながら光が進行する湾曲光導波路13と、から構成されるようになる。

20

【0044】

出射端面において、光導波路中での光の進行方向が、出射端面の法線方向に対して所定の角度だけ傾斜することで、出射端面で反射した光の進行方向（換言すれば、光の反射方向）は、光導波路が形成されている方向とは一致しないようになるため、反射光は、光導波路中を往復することが出来なくなる。その結果、活性層105内で放出される光の位相が揃っていく過程（共振過程）が生じずに、低コヒーレントな光（換言すれば、適切なコヒーレンス長を有する光）が放出されるようになる。

30

【0045】

また、本実施形態に係る距離計測用光源10では、光導波路が、直進光導波路11と、湾曲光導波路13という、2つの部分から構成されている。光導波路が直進光導波路11及び湾曲光導波路13から構成されていることで、放出される光の光密度を高めつつ、レーザ発振しない低コヒーレントな光を作り出すことが可能となり、適切なコヒーレンス長及び波長帯域を有する光を作り出すことが可能となる。このように、本実施形態に係る距離計測用光源10は、光導波路が直進光導波路11及び湾曲光導波路13から構成されていることで、光密度の高い優れたASE（Amplified Spontaneous Emission：自然放出光）光源として機能する。

40

【0046】

また、本実施形態に係る距離計測用光源10では、湾曲光導波路13の更に先端に、湾曲光導波路13と滑らかに接続されるように直進光導波路（図示せず。）を更に接続してもよい。かかる場合には、湾曲光導波路13の先端面における傾き角が保持されるように、更に設ける直進光導波路の出射端面での傾き角を設定する。

【0047】

ここで、光導波路を直進光導波路11のみで形成してしまうと、出射端面での光の反射方向が、光導波路の延伸方向と一致してしまうため、光の位相が揃っていく過程（共振過程）が生じる可能性が高くなり、適切なコヒーレンス長を有する低コヒーレントな光を作り出すことが困難となる。その結果、距離計測に適切な計測分解能を得ることが困難となる。一方、光導波路を湾曲光導波路13のみで形成してしまうと、光導波路中の光密度を

50

十分に高くすることが困難となり、適切なコヒーレンス長を得ることが困難となる。その結果、距離計測に適切な計測レンジを得ることが困難となる。

【0048】

なお、光導波路の形状を直線状に保ち（換言すれば、直線状の光導波路のみを利用し）、かつ、かかる直線状の光導波路を端面に対して傾斜させる構造も考えられる。しかしながら、かかる場合においては、極めて大きな駆動電流が必要になるため、好ましくない。加えて、測定物とは逆側（すなわち、後方端面）と光導波路との結合が悪くなり誘導放射光強度が低下する結果、コヒーレンス長が短くなってしまいうため、好ましくない。

【0049】

本実施形態に係る距離計測用光源10は、図7に示したように、直進光導波路11と湾曲光導波路13との組み合わせとなっているが、直進光導波路11と湾曲光導波路13との位置関係は、図7に示したものに限定されるものではない。しかしながら、戻り光による不安定動作を防止し、光強度、光スペクトル及びコヒーレンス長をより適切な状態に制御するためには、出射端面側（測定物に近い側）に湾曲光導波路13を設け、光導波路11を出射端面に対して傾斜させることが好ましい。実用上は、湾曲光導波路13における湾曲の曲率半径が小さくなるほど曲げ損失が大きくなる。そのため、以下で図9等を参照しながら説明する内容とあわせて考えると、湾曲光導波路13における湾曲の曲率半径は、大きいほど好ましい。また、直進光導波路11及び湾曲光導波路13をどの程度の割合で形成するかについては、縦モード間隔の設計とあわせて適宜決定すればよい。

10

【0050】

また、本実施形態に係る距離計測用光源10の長さ（出射端面に垂直な方向の長さ、図7に示した長さL）については、特に限定されるものではなく、長ければ長いほど良い。

20

【0051】

ここで、図7に示した各半導体層をどのような半導体で構成するかに応じて、出射する光の波長（中心波長）が決まる。本実施形態に係る距離計測用光源10では、出射端面から出射する光は、可視光帯域（例えば、波長が400nm～800nm程度である帯域）に属する波長であることが好ましい。光の中心波長が可視光帯域に属することで、かかる距離計測用光源10を利用して内視鏡観察下で患部の距離計測を実施する際に、内視鏡の操作者である医師は、患部のどの部分までの距離を計測しているのかを明確に把握することが可能となる。この際においても、距離計測用光源10に求める計測分解能に基づき、中心波長及び波長帯域を上記式17に基づき選定することが好ましい。

30

【0052】

例えば、n型半導体基板101として、n型にドーピングされたGa_{0.92}In_{0.08}N（窒化ガリウム）基板を利用し、かかるn-GaN基板上に、n型クラッド層103として、n型にドーピングされたGa_{0.98}In_{0.02}N層（以下、「n-GaN層」と略記する。）を形成する。その後、かかるn-GaN層の上層に、活性層105として、Ga_{0.92}In_{0.08}Nを用いた量子井戸（Quantum Well：QW）層を形成する。その後、かかる活性層105上に、p型電子障壁層としてGa_{0.98}In_{0.02}N層を形成した上で、p型クラッド層107として、p型にドーピングされたGa_{0.98}In_{0.02}N層を形成する。かかる縦構造を有する距離計測用光源10では、活性層105から中心波長 = 405nmの青色光が出射する。

40

【0053】

なお、本実施形態に係る距離計測用光源10に用いられる半導体の組み合わせは、上記の例に限定されるものではなく、所望の中心波長に応じて、公知の半導体を組み合わせることが可能である。また、p型電極109及びn型電極111に用いる金属は、p型クラッド層107及びn型クラッド層103に用いる半導体のエネルギー準位に応じて、正孔や電子の注入障壁がなるべく少なくなるように適切に選択すればよい。

【0054】

[出射端面での光導波路の傾き角 について]

次に、本実施形態に係る距離計測用光源10における、出射端面での光導波路の傾き角について、詳細に説明する。

50

以下では、図 8 ~ 図 10 を参照しながら、光導波路が傾斜することによる出射端面での光の損失について検討し、傾き角 θ の設定方法について詳細に説明する。

【 0 0 5 5 】

傾斜した光導波路の出射端面における光の損失を検討する場合、図 8 上段に示したように、出射端面を鏡面とした鏡面反転操作を行い、仮想的な光導波路を想定する。その上で、傾き角 θ で傾いた光導波路から仮想的な光導波路へと光が結合する効率（結合効率）を検討すればよい。このような鏡面反転によるモデルは、図 8 下段に示したように、角度 2θ で傾斜した光ファイバから水平状態で保持されている光ファイバへの光接続効率と等価となる。

【 0 0 5 6 】

図 8 下段に示したような光ファイバモデルにおいて、結合効率を η とすると、かかる結合効率は、以下の式 21 で表わされる。ここで、以下の式 21 において、 ω は、角周波数であり、 k は、媒質（例えば、活性層を構成する半導体）の波数である。下記式 21 で表わされる結合効率 η と傾き角 θ の関係を図示すると、図 9 のようになる。なお、図 9 では、下記式 21 における各周波数 ω を 4.65×10^{15} Hz とし、波数 k を 1.55×10^7 [1 / m] とした場合を例に挙げて図示を行っている。

【 0 0 5 7 】

【 数 2 】

$$\eta = \exp\left[-\frac{\omega^2 k^2 (2\theta)^2}{2}\right] \dots (式 21)$$

【 0 0 5 8 】

ここで、図 9 において、縦軸は、結合効率 η であり、「 $1.00E-1$ 」等の表記は、「 1.00×10^{-1} 」のように、E の後に記載されている数値が、10 のべき数に対応している。また、横軸は、傾き角 θ である。

【 0 0 5 9 】

図 9 から明らかなように、傾き角 θ が大きくなるにつれて、結合効率 η が小さくなっていくことがわかる。なお、本実施形態に係る距離計測用光源 10 では、出射端面及び後方端面に AR コートによる反射防止膜が形成されるため、実際の結合効率は、上記式 21 に基づく結合効率 η に、反射防止膜の反射率を乗じた値となる。例えば、傾き角 θ を 5 度とすると、上記式 21 及び図 9 から、結合効率 $\eta = 2.6 \times 10^{-4}$ となるが、反射防止膜として、反射率 0.3% の AR コートが施されている場合、実際の結合効率は、 $2.6 \times 10^{-4} \times 0.003 = 7.8 \times 10^{-7}$ となる。

【 0 0 6 0 】

一方、出射端面での光の損失（いわゆる、ミラー損失） α_m は、以下の式 23 で表わすことができる。ここで、以下の式 23 において、 L は、光導波路の導波路長であり、 R_f は、出射端面での反射率であり、 R_r は、後方端面での反射率である。

【 0 0 6 1 】

また、光源がレーザ動作するか否かは、以下の式 25 で与えられるレーザ発振条件が満たされるか否かによって決まる。以下の式 25 において、 β は、着目する光源における光閉じ込め係数であり、 g_{th} は、レーザ発振が発生するための閾値利得である。また、以下の式 25 において、左辺第 1 項における α_i は、着目する光源の内部での光の損失（内部損失）である。

【 0 0 6 2 】

10

20

30

40

【数 3】

$$\alpha_m = \frac{1}{2L} \cdot \ln \left[\frac{1}{R_f \cdot R_r} \right] \quad \dots (式 2 3)$$

$$\Gamma \cdot g_{th} = \alpha_i + \alpha_m \quad \dots (式 2 5)$$

【0063】

ここで、上記式 2 5 の左辺に示した光閉じ込め係数 と閾値利得 g_{th} との積は、以下の式 2 7 又は式 2 7' のように表わすことができる旨が知られている。ここで、以下の式 2 7 において、 A は、活性層 1 0 5 の半導体に応じて決まる係数であり、 J_{th} は、レーザ発振のための閾値電流密度であり、 J_{nom} は、透明電流密度である。

10

【0064】

【数 4】

$$\Gamma \cdot g_{th} = A \cdot (J_{th} - J_{nom}) \quad \dots (式 2 7)$$

$$\Gamma \cdot g_{th} = A \cdot \ln(J_{th} - J_{nom}) \quad \dots (式 2 7')$$

20

【0065】

上記式 2 1 に関する説明から明らかなように、光導波路の傾き角 が大きくなるにつれて、上記式 2 1 及び出射端面での反射防止膜の反射率に基づき算出される、出射端面での反射率 R_f は、小さな値となっていく。その結果、上記式 2 3 で表わされる出射端面での光の損失 α_m は、光導波路の傾き角 が大きくなるほど大きな値となっていく。その結果、上記式 2 5 及び式 2 7 で表わされるレーザ発振条件が成立するための閾値電流密度 J_{th} は、大きくなっていく。このように、光導波路の傾き角 が大きくなるほど、レーザ発振のための閾値電流密度 J_{th} は大きな値となり、かかる光源は、レーザ動作しにくい光源となる。

30

【0066】

ここで、上記式 2 5 及び式 2 7 を用いて、ある電流密度 J の場合における光閉じ込め係数 と利得 g との積を考えると、かかる積は、活性層 1 0 5 の半導体に応じて決まる係数 k を用いて、以下の式 2 9 の第 2 項のように記載することができる。ここで、式 2 9 の第 2 項で表わされる値が、式 2 9 の最左辺に記載した損失よりも小さければ、かかる光源は、レーザ動作しないこととなる。ここで、式 2 9 における不等式を整理すると、以下の式 3 1 のようになる。

【0067】

【数 5】

$$\Gamma \cdot g = k \cdot (J - J_{nom}) < \alpha_i + \alpha_m \quad \dots (式 2 9)$$

$$\alpha_m > -\alpha_i + k \cdot (J - J_{nom}) \quad \dots (式 3 1)$$

40

【0068】

ここで、上記式 3 1 における内部損失 α_i 、係数 k 、及び、透明電流密度 J_{nom} は、光源の縦構造（層構造）に固有の値である。従って、着目している光源の縦構造において、直進光導波路 1 1 のみから構成される光源を実際に作製したり、公知の各種シミュレーションを実施したりすることで、内部損失 α_i 、係数 k 、及び、透明電流密度 J_{nom} の

50

具体的な値を特定することができる。その上で、上記式 2 1 及び式 3 1 を利用して、式 3 1 の関係が成立するように、出射端面での光導波路の傾き角 θ を決定すればよい。

【0069】

出射端面での光導波路の傾き角 θ の決定方法の流れの一例を、図 10 に示した。

本実施形態に係る距離計測用光源 10 を設計するに際しては、まず、距離計測用光源に求める仕様（すなわち、計測レンジや計測分解能）を決定する（ステップ S 101）。その後、求める計測分解能に基づき中心波長 λ_c 及び波長帯域 $\Delta\lambda$ を、上記式 17 に基づき選定する（ステップ S 103）。中心波長 λ_c が選定されることで、距離計測用光源 10 に用いられる半導体の組み合わせを選定することが可能となる。

【0070】

一方で、同一の縦構造を有し、かつ、傾きのない光導波路に着目することで、内部損失 α_i 、係数 k 、及び、透明電流密度 $J_{n,m}$ といった、各種の利得パラメータを抽出する（ステップ S 105）。かかる利得パラメータの抽出は、前述のように、実際に光源を作製することで抽出してもよいし、公知の各種シミュレーションを実施することで抽出してもよい。

【0071】

その後、出射端面における光の損失（ミラー損失）を上記式 2 1 により算出しながら、式 3 1 の条件を満たす傾き角 θ を設定する（ステップ S 107）。

【0072】

続いて、設定した条件でのコヒーレンス長及び線幅（すなわち、計測分解能）を、実際に光源を作製したり、公知の各種シミュレーションを実施したりすることで確認する（ステップ S 109）。

【0073】

ここで、得られたコヒーレンス長及び線幅が、決定した仕様を満足するか否かを確認する（ステップ S 111）。得られたコヒーレンス長及び線幅が、決定した仕様を満足する場合には（ステップ S 111 - YES）、設定した条件を採用する（ステップ S 113）。一方で、得られたコヒーレンス長及び線幅が、決定した仕様を満足しない場合には（ステップ S 111 - NO）、ステップ S 107 に戻って傾き角 θ を再設定し、ステップ S 109 以下を再実行すればよい。

【0074】

このような手順で出射端面での光導波路の傾き角 θ を決定することで、適切な傾き角の大きさを確認することができる。

【0075】

以上説明したような本実施形態に係る距離計測用光源 10 は、内視鏡観察下における距離計測に好適に利用することが可能であるが、光源の駆動電流を適切に設定することで、OCT用の光源としても利用することが可能である。すなわち、図 11 に模式的に示したように、本実施形態に係る距離計測用光源 10 は、上記式 3 1 を満足するような適切な駆動電流（駆動電流密度）で使用することで、コヒーレンス長が長く、かつ、波長帯域が狭い光を出射する、距離計測に利用可能な光源として機能する。その一方で、本実施形態に係る距離計測用光源 10 は、駆動電流を小さな値にして駆動させることで、コヒーレンス長が短く、かつ、波長帯域が広い光を出射する、OCTに利用可能な光源として機能させることができる。

【0076】

[距離計測用光源の製造方法について]

以上説明したような、本実施形態に係る距離計測用光源 10 の製造方法は、特に規定されるものではなく、半導体デバイスを製作する際に利用される各種の製造方法を適用することが可能である。

【0077】

例えば図 7 に示したような縦構造の距離計測用光源 10 を製造する場合、所定の n 型半導体基板 101 上に、化学気相蒸着（Chemical Vapor Deposition）

10

20

30

40

50

on : CVD) 法等の公知の結晶成長法を利用して、n型クラッド層103、活性層105、及び、p型クラッド層107を順に形成していく。ここで、p型クラッド層107を形成する際には、所望の光導波路構造が実現されるように、リッジ構造の形状を制御する。

【0078】

その後、p型クラッド層107の天面に、所定の金属を用いてp型電極109を蒸着又はスパッタリング等により形成するとともに、n型半導体基板101の裏面に、所定の金属を用いてn型電極111を蒸着又はスパッタリング等により形成することで、図7に示したような縦構造の距離計測用光源10を製造することができる。

【0079】

[距離計測用光源の具体例について]

以下では、図12に示したようにして、本実施形態に係る距離計測用光源10を設計した。すなわち、図12において、図7に示したような距離計測用光源10の後方端面の中心を原点(0, 0)とし、出射端面から後方端面に向かって100 μ mの範囲、及び、後方端面から出射端面に向かって100 μ mの範囲に、直進光導波路11を設定した。また、これら2つの直進光導波路11の間を、曲率半径4590 μ mの円弧を用いた湾曲光導波路13で接続した。なお、湾曲光導波路13を設定する際の中心角は5度である。これにより、出射端面における光導波路の傾き角の大きさは、5度となる。なお、着目した光は、中心波長 = 405 nmである青色光とした。

【0080】

以上のようにして設計した距離計測用光源10について、公知のシミュレーション方法であるビーム伝搬法(Beam Propagation Method: BPM)を用いて、光の伝送の様子を確認した。得られた結果を、図13に示した。図13から明らかのように、本実施形態に係る距離計測用光源10を用いることで、高い光密度の青色光が伝送可能であることがわかる。

【0081】

また、図12に示した形状の距離計測用光源10を実際に製造して、そのコヒーレント特性を確認した。この際に、距離計測用光源10の各半導体層として、先だって説明した中心波長 = 405 nmの青色光を実現可能な半導体の組み合わせを利用した。また、製造した距離計測用光源10の出射端面及び後方端面には、反射率0.3%のARコーティングを施した。計測には、市販の光スペクトラム・アナライザ(アドバンテスト社製AQ8347)を利用した。

【0082】

得られた結果を、図14A~図14Dに示した。図14Aは、駆動電流を50 mAとした場合の計測結果であり、図14Bは、駆動電流を60 mAとした場合の計測結果である。また、図14Cは、駆動電流を70 μ mとした場合の計測結果であり、図14Dは、駆動電流を80 mAとした場合の計測結果である。

【0083】

図14A及び図14Bに示したように、製造した距離計測用光源10は、駆動電流が小さい場合には、10 mm未満のコヒーレンス長となり、OCTに適した光源として機能していることがわかる。一方で、図14C及び図14Dに示したように、製造した距離計測用光源10は、駆動電流を70 mA以上として駆動させることで、20 mm以上のコヒーレンス長、及び、0.1 mm以下の線幅となり、距離計測に適した光源として機能していることがわかる。

【0084】

また、製造した距離計測用光源10について、上記式23によりミラー損失 α_m を計算すると、 $\alpha_m = 118$ (1/cm)となる。一方で、図14Cから、駆動電流70 mA以上でコヒーレンス長が20 mm以上となっており、駆動電流70 mAは、電流密度8 kAに対応する。

【0085】

10

20

30

40

50

一方で、利得パラメータ（内部損失 α_i 、係数 k 、及び、透明電流密度 J_{nom} ）を実際に測定すると、 $\alpha_i = 20$ (1/cm)、 $k = 11$ (1/cm)、 $J_{nom} = 2$ (kA) となった。そこで、上記式 31 を利用して、ミラー損失 α_m を算出すると、 $\alpha_m = 11 \times (8 - 2) = 66$ (1/cm) となる。 $\alpha_i = 20$ (1/cm) であるから、製造した距離計測用光源 10 のレーザ発振閾値 (I_{th}) の値は、 46 (1/cm) となることがわかる。従って、製造した距離計測用光源 10 は、適切な端面損失を備えていることがわかる。

【0086】

また、かかる構造の距離計測用光源 10 では、傾き角 θ を 3 度以上とすることで、距離計測に適切な計測レンジ及び計測分解能を実現できることが明らかとなった。

10

【0087】

[距離計測用光源の変形例について]

次に、図 15 を参照しながら、本実施形態に係る距離計測用光源 10 の変形例について、簡単に説明する。

以上の説明では、本実施形態に係る距離計測用光源 10 が、湾曲した状態の光導波路を有する場合について説明したが、湾曲した状態の光導波路と同様の効果を、図 15 に示したような不連続点を有する光導波路を用いても実現することが可能である。図 15 において点線で囲った領域のような不連続点を設けることで、不連続点において、より前方の光導波路に結合可能な光の存在割合が低下することとなる。その結果、湾曲した状態の光導波路と同様の効果を実現することができる。

20

【0088】

以上、図 7 ~ 図 15 を参照しながら、本実施形態に係る距離計測用光源について、詳細に説明した。

【0089】

< 内視鏡について >

以下では、図 16 及び図 17 を参照しながら、本実施形態に係る距離計測用光源を用いた内視鏡について、簡単に説明する。

図 16 は、本実施形態に係る距離計測用光源を有する内視鏡の構成の一例を模式的に示したブロック図であり、図 17 は、本実施形態に係る内視鏡の光学系の一例を模式的に示した説明図である。

30

【0090】

本実施形態に係る内視鏡 1 は、図 16 に模式的に示したように、本実施形態に係る距離計測用光源 10 と、分岐光学系 20 と、検出ユニット 30 と、距離算出部 40 と、内視鏡ユニット 200 と、を主に備える。また、かかる内視鏡 1 には、更に、光源装置 300 と、撮像ユニット 400 と、カメラコントロールユニット (CCU) 500 と、表示装置 600 と、が備えられていることが多い。

【0091】

距離計測用光源 10 から出射した距離計測用光は、分岐光学系 20 を透過して、内視鏡ユニット 200 のライトガイド (図示せず。) に接続される。一方で、内視鏡ユニット 200 のライトガイドには、カメラコントロールユニット 500 の制御下において、所定の光源装置 300 から、照明光として白色光が接続されている。ここで、本実施形態に係る内視鏡 1 では、距離計測用光源 10 から出射した距離計測用光が、光源装置 300 からの照明光と同軸にライトガイドへと接続される。これにより、照明光と距離計測用光との位置ズレを抑制することが可能となる。内視鏡の操作者である医師は、照明光を用いて所望の生体組織の可視光観察を行いつつ、距離計測を行いたい部位に対して、距離計測用光を照射する。

40

【0092】

生体組織の白色照明光による観察像は、内視鏡ユニット 200 から撮像ユニット 400 へと結像することで、カメラコントロールユニット 500 の制御のもとで撮像画像データが生成され、ディスプレイ等の表示装置 600 へと出力される。これにより、内視鏡の操

50

作者である医師は、生体組織の可視光観察画像をその場で確認することができる。

【0093】

ここで、本実施形態に係る内視鏡1における内視鏡ユニット200、光源装置300、撮像ユニット400、カメラコントロールユニット(CCU)500、及び、表示装置600については、特に限定されるものではなく、公知のものを適宜利用することが可能である。

【0094】

一方で、内視鏡ユニット200からの距離測定用光の戻り光は、分岐光学系20まで導光される。

【0095】

分岐光学系20は、距離計測用光源10と内視鏡ユニット200との間の光路上に設けられ、距離計測用光源10から出射した距離計測用光の内視鏡ユニット200からの戻り光を分岐する光学系である。かかる分岐光学系20は、特に限定されるものではなく、図17に模式的に示したように、各種のビームスプリッタBS等の公知の光学素子を適宜利用することが可能である。

【0096】

検出ユニット30は、分岐光学系20により分岐された戻り光を、干渉光学系31により干渉させながら、検出部33にて検出するユニットである。分岐光学系20により分岐された戻り光の一部は、例えば図17に示したようなマイケルソン干渉計等のような公知の干渉光学系31により光路差が付与された上で、公知の検出素子を用いた検出部33により検出される。具体的には、ビームスプリッタBSにより2つの光路へと分岐され、一方の戻り光は、ビームスプリッタBSをそのまま透過し、コリメートレンズCL、光ファイバOF、コリメートレンズCLを経由して、回折格子DGにより分光された後、各種のレンズLE等を透過して、検出器detに結像し、周波数領域での検出信号として検出される。一方、ビームスプリッタBSにより反射した戻り光は、コリメートレンズCL、光ファイバOF、コリメートレンズCLを経由して、ミラーMまで導光された後、同じ経路をたどってビームスプリッタBSまで導光され、その後は同様の光路をたどって、検出器detに結像する。これにより、異なる光路を経て検出器detに結像する戻り光には、所定の光路差が付与される。

【0097】

距離算出部40は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等を備えたコンピュータ等により実現される。距離算出部40は、検出ユニット30から出力された戻り光の周波数領域での検出信号をフーリエ変換することで、観察対象物までの距離を算出する。これにより、医師が着目している生体組織に関する距離情報が生成されることとなる。

【0098】

なお、図16では、距離算出部40と、カメラコントロールユニット500と、が別個に設けられる場合について図示しているが、本実施形態に係る距離算出部40は、カメラコントロールユニット500の一機能として実現されていてもよいことが言うまでもない。

【0099】

以上、図16及び図17を参照しながら、本実施形態に係る距離計測用光源を用いた内視鏡について、簡単に説明した。

【0100】

<ハードウェア構成について>

次に、図18を参照しながら、本開示の実施形態に係る距離算出部40、及び、カメラコントロールユニット500のハードウェア構成について、詳細に説明する。図18は、本開示の実施形態に係る距離算出部40、及び、カメラコントロールユニット500のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 1 】

距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 は、主に、CPU 9 0 1 と、ROM 9 0 3 と、RAM 9 0 5 と、を備える。また、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 は、更に、ホストバス 9 0 7 と、ブリッジ 9 0 9 と、外部バス 9 1 1 と、インターフェース 9 1 3 と、入力装置 9 1 5 と、出力装置 9 1 7 と、ストレージ装置 9 1 9 と、ドライブ 9 2 1 と、接続ポート 9 2 3 と、通信装置 9 2 5 とを備える。

【 0 1 0 2 】

CPU 9 0 1 は、中心的な処理装置及び制御装置として機能し、ROM 9 0 3、RAM 9 0 5、ストレージ装置 9 1 9、又はリムーバブル記録媒体 9 2 7 に記録された各種プログラムに従って、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 内の動作全般又はその一部を制御する。ROM 9 0 3 は、CPU 9 0 1 が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM 9 0 5 は、CPU 9 0 1 が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらは CPU バス等の内部バスにより構成されるホストバス 9 0 7 により相互に接続されている。

10

【 0 1 0 3 】

ホストバス 9 0 7 は、ブリッジ 9 0 9 を介して、PCI (Peripheral Component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス 9 1 1 に接続されている。

【 0 1 0 4 】

入力装置 9 1 5 は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ及びレバーなどユーザが操作する操作手段である。また、入力装置 9 1 5 は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 の操作に対応した携帯電話や PDA 等の外部接続機器 9 2 9 であってもよい。さらに、入力装置 9 1 5 は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、CPU 9 0 1 に出力する入力制御回路などから構成されている。ユーザは、この入力装置 9 1 5 を操作することにより、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

20

【 0 1 0 5 】

出力装置 9 1 7 は、取得した情報をユーザに対して視覚的又は聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、CRTディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、ELディスプレイ装置及びランプなどの表示装置や、スピーカ及びヘッドホンなどの音声出力装置や、プリンタ装置、携帯電話、ファクシミリなどがある。出力装置 9 1 7 は、例えば、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 が行った各種処理により得られた結果を、テキスト又はイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。

30

【 0 1 0 6 】

ストレージ装置 9 1 9 は、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置 9 1 9 は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) 等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス、又は光磁気記憶デバイス等により構成される。このストレージ装置 9 1 9 は、CPU 9 0 1 が実行するプログラムや各種データ、及び外部から取得した各種データなどを格納する。

40

【 0 1 0 7 】

ドライブ 9 2 1 は、記録媒体用リーダライタであり、距離算出部 4 0、及び、カメラコントロールユニット 5 0 0 に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ 9 2 1 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリ等のリムーバブル

50

記録媒体 927 に記録されている情報を読み出して、RAM 905 に出力する。また、ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVDメディア、HD-DVDメディア、Blu-ray（登録商標）メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ（登録商標）（Compact Flash：CF）、フラッシュメモリ、又は、SDメモリカード（Secure Digital memory card）等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード（Integrated Circuit card）又は電子機器等であってもよい。

10

【0108】

接続ポート 923 は、機器を距離算出部 40、及び、カメラコントロールユニット 500 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB（Universal Serial Bus）ポート、IEEE 1394 ポート、SCSI（Small Computer System Interface）ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI（High-Definition Multimedia Interface）ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、距離算出部 40、及び、カメラコントロールユニット 500 は、外部接続機器 929 から直接各種データを取得したり、外部接続機器 929 に各種データを提供したりする。

20

【0109】

通信装置 925 は、例えば、通信網 931 に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置 925 は、例えば、有線又は無線 LAN（Local Area Network）、Bluetooth（登録商標）、又は WUSB（Wireless USB）用の通信カード等である。また、通信装置 925 は、光通信のルータ、ADSL（Asymmetric Digital Subscriber Line）用のルータ、又は、各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置 925 は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えば TCP/IP 等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置 925 に接続される通信網 931 は、有線又は無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内 LAN、赤外線通信、ラジオ波通信又は衛星通信等であってもよい。

30

【0110】

以上、本開示の実施形態に係る距離算出部 40、及び、カメラコントロールユニット 500 の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。

【0111】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

40

【0112】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、又は、上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

【0113】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

50

(1)

それぞれ所定の半導体で形成された n 型クラッド層及び p 型クラッド層と、
前記 n 型クラッド層と前記 p 型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層と、
を少なくとも備え、

前記光導波路は、前記活性層での光の出射端面において、前記光導波路中での前記光の進行方向が前記出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜している、距離計測用光源。

(2)

前記出射端面から出射する前記光は、可視光帯域に属する波長を有する、(1)に記載の距離計測用光源。

(3)

前記光導波路は、当該光導波路中での前記光の進行方向が前記活性層内で湾曲するように設けられる、(1)又は(2)に記載の距離計測用光源。

(4)

前記光導波路は、前記出射端面に対して垂直な方向に沿って前記光が直進する直進光導波路と、前記出射端面に対して垂直な方向から曲がりながら前記光が進行する湾曲光導波路と、から構成される、(3)に記載の距離計測用光源。

(5)

前記活性層での光の出射端面において、当該出射端面の法線方向と前記光導波路中での前記光の進行方向とのなす角は、前記光の内部損失と前記出射端面での前記光の反射損失との和がレーザ動作のための損失上限閾値よりも大きくなるように設定される、(1) ~ (4)の何れか 1 つに記載の距離計測用光源。

(6)

距離計測に求められる分解能を z と表わし、前記光の中心波長及び波長帯域を、それぞれ λ 、 $\Delta\lambda$ と表わしたときに、 $(\lambda^2 / \Delta\lambda)$ z の関係が成立する、(1) ~ (5)の何れか 1 つに記載の距離計測用光源。

(7)

前記光は、青色光であり、

前記活性層での光の出射端面において、当該出射端面の法線方向と前記光導波路中での前記光の進行方向とのなす角は、3度以上である、(1) ~ (6)の何れか 1 つに記載の距離計測用光源。

(8)

前記光は、青色光であり、

前記光のコヒーレンス長は、10 mm 以上であり、前記光の干渉光の線幅は、0.1 m m 以下である、(1) ~ (7)の何れか 1 つに記載の距離計測用光源。

(9)

それぞれ所定の半導体で形成された n 型クラッド層及び p 型クラッド層、並びに、前記 n 型クラッド層と前記 p 型クラッド層との間に位置し、少なくとも一部の領域が光導波路として機能して、一方の端面から所定波長の光が出射する活性層を少なくとも有し、前記活性層での光の出射端面において、前記光導波路中での前記光の進行方向が前記出射端面の法線方向に対して所定の角度傾斜するように、前記光導波路が設けられる、距離計測用光源と、

照明光を用いて観察対象物を観察するものであり、前記距離計測用光源からの距離計測用光が前記照明光と同軸に入射する内視鏡ユニットと、

前記距離計測用光源と前記内視鏡ユニットとの間の光路上に設けられ、前記距離計測用光の前記内視鏡ユニットからの戻り光を分岐する分岐光学系と、

前記分岐光学系により分岐された前記戻り光を干渉光学系により干渉させながら検出する検出ユニットと、

前記検出ユニットから出力された前記戻り光の周波数領域での検出信号をフーリエ変換することで、前記観察対象物までの距離を算出する距離算出部と、

10

20

30

40

50

を備える、内視鏡。

【符号の説明】

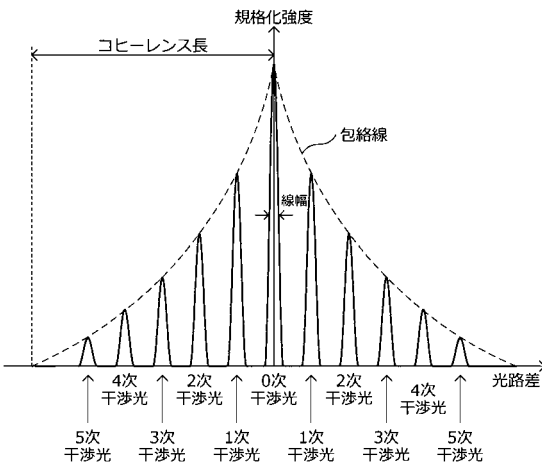
【0114】

- 1 0 距離計測用光源
- 2 0 分岐光学系
- 3 0 検出ユニット
- 3 1 干渉光学系
- 3 3 検出部
- 4 0 距離算出部
- 1 0 1 n型半導体基板
- 1 0 3 n型クラッド層
- 1 0 5 活性層
- 1 0 7 p型クラッド層
- 1 0 9 p型電極
- 1 1 1 n型電極
- 2 0 0 内視鏡ユニット
- 3 0 0 光源装置
- 4 0 0 撮像ユニット
- 5 0 0 カメラコントロールユニット
- 6 0 0 表示装置

10

20

【図1】



【図2】

	計測レンジ	計測分解能
コヒーレンス長	関係する	-
中心波長	-	関係する
波長帯域	-	関係する

【図3】

	要件
コヒーレンス長	縦モードあたりの光密度が高いほど長い
中心波長	短波長であるほど高分解能
波長帯域	広帯域であるほど高分解能

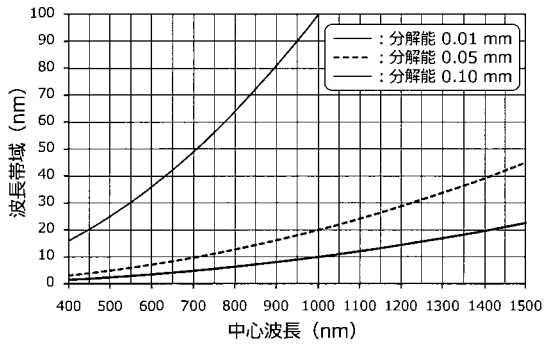
【図4】

	コヒーレンス長	波長帯域	距離計測用光源として
半導体レーザー光源	> 1 m	< 1 nm	計測レンジ：満たす 計測分解能：不足
SLD	< 数 mm	> 10 nm	計測レンジ：不足 計測分解能：満たす

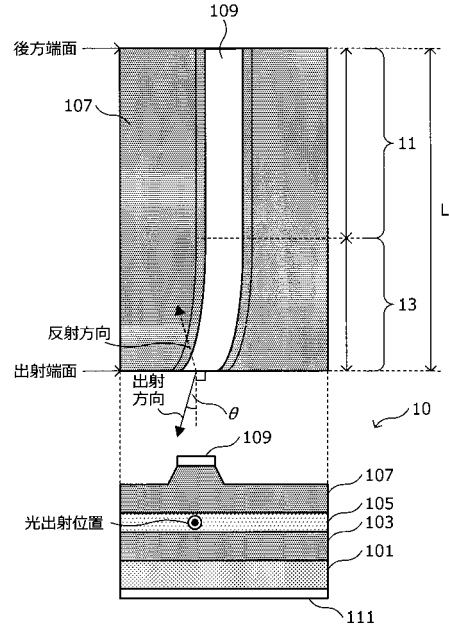
【図5】

	コヒーレンス長	波長帯域
距離計測用光源	≥ 10 mm	($\lambda^2 / \Delta\lambda$) ≥ 分解能

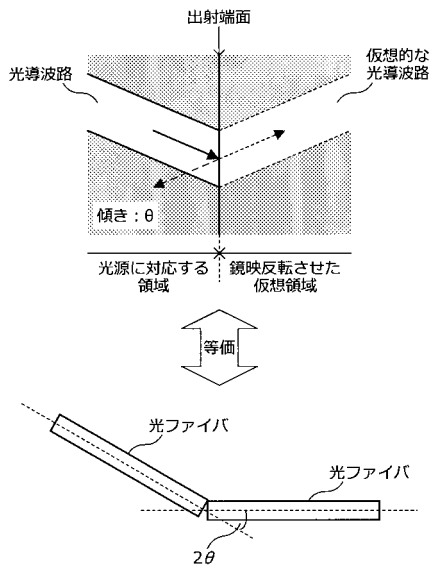
【図6】



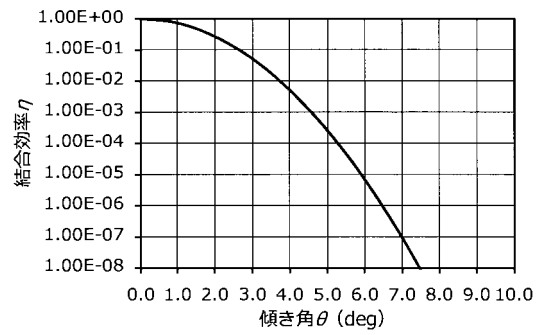
【図7】



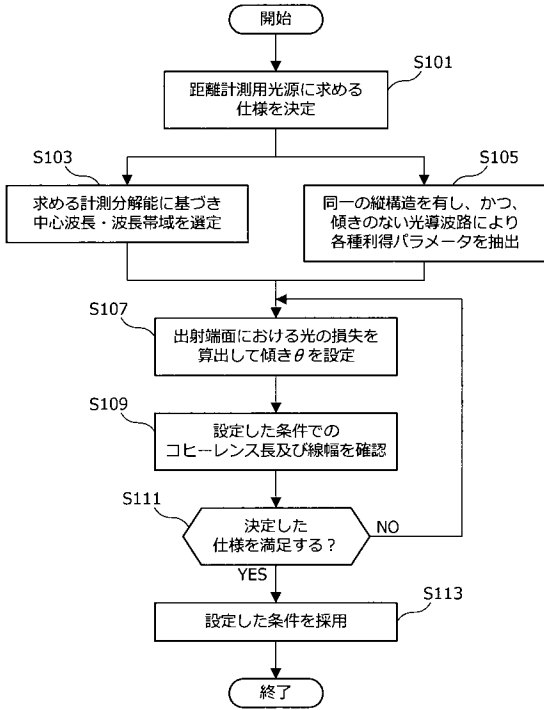
【図8】



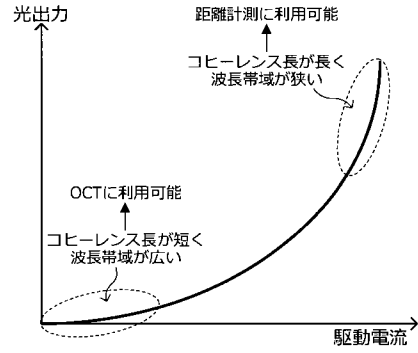
【図9】



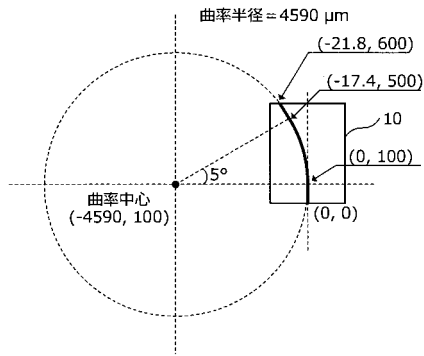
【図10】



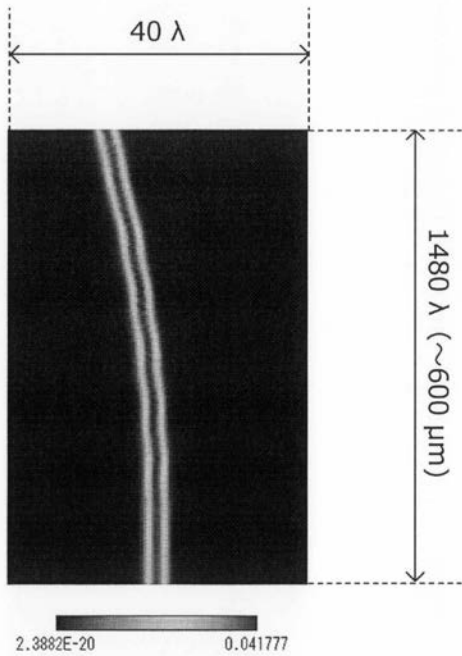
【図11】



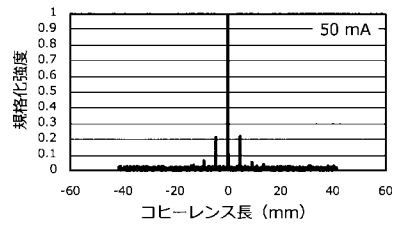
【図12】



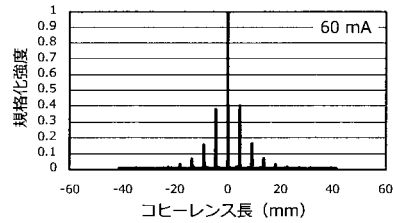
【図13】



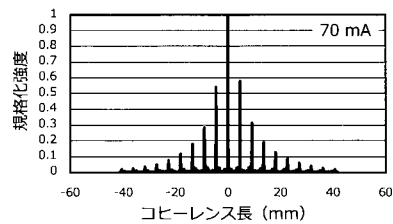
【図14A】



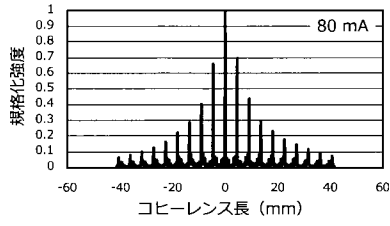
【図14B】



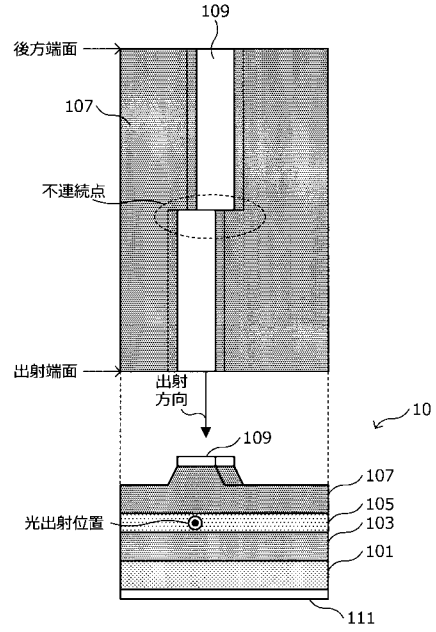
【図14C】



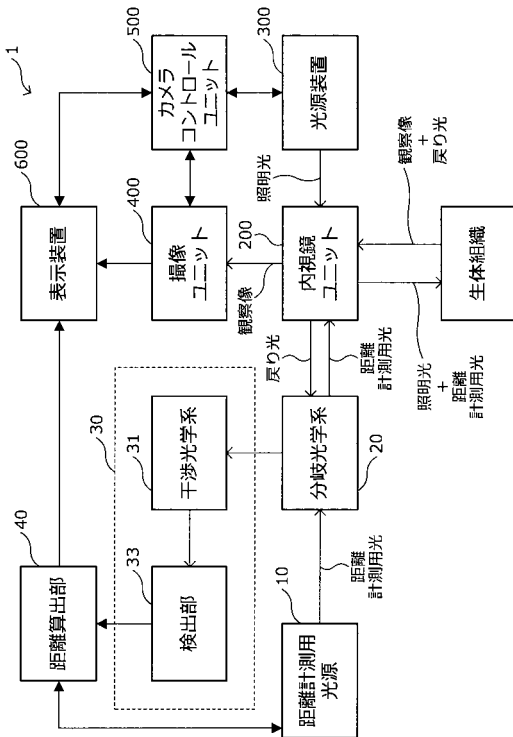
【図14D】



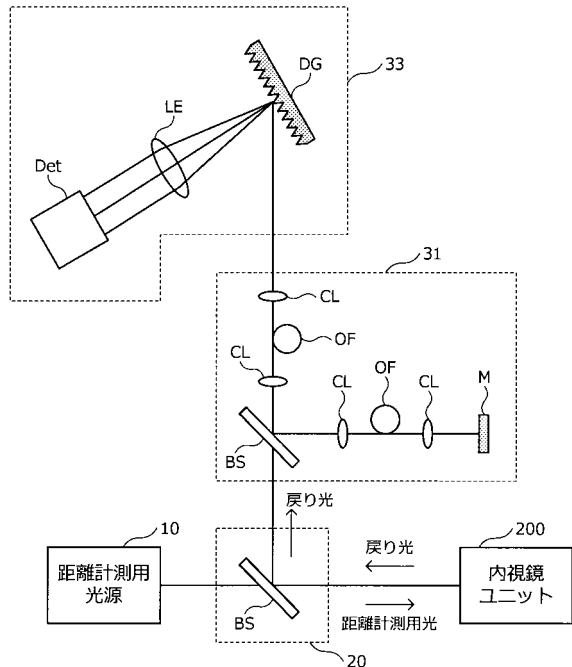
【図15】



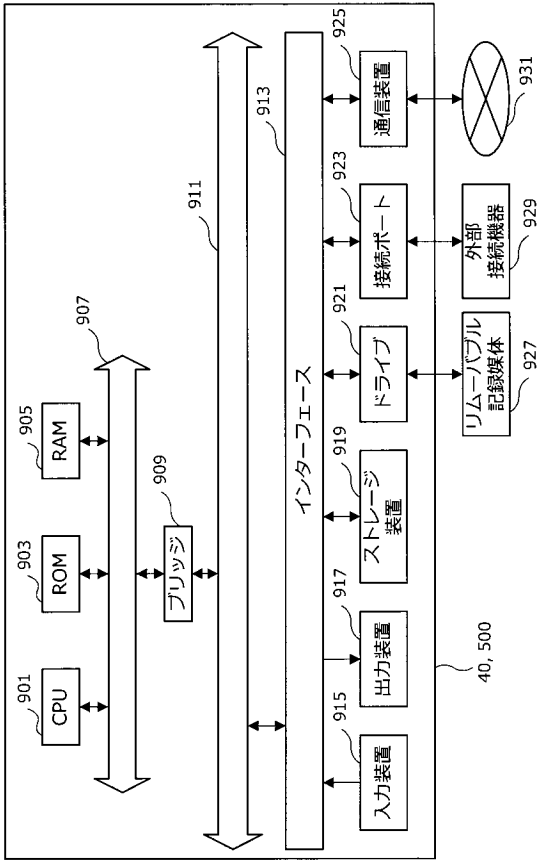
【図16】



【図17】



【図 18】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)
H 0 1 L 33/14	(2010.01)	G 0 1 B	9/02	5 F 2 4 1
G 0 1 N 21/17	(2006.01)	H 0 1 S	5/22	
		H 0 1 L	33/14	
		G 0 1 N	21/17	6 3 0

(72)発明者 藤田 五郎
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 田中 健二
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 2F064 CC01 CC04 FF01 FF05 GG01 GG06 GG11 GG21 JJ15
 2F065 AA06 CC16 DD03 DD04 FF51 GG01 GG21 LL01 QQ16
 2G059 AA06 BB12 EE09 FF02 GG02 GG10 HH02 HH06 JJ05 JJ11
 JJ17 JJ22 MM01 MM10 NN05 PP04 PP06
 4C161 GG01 HH52 HH53 NN01 QQ01
 5F173 AA08 AB64 AB65 AB66 AB78 AH22 AL03 AR70 AS10
 5F241 AA46 CA04 CA05 CA40 CA64 FF16

专利名称(译)	用于距离测量和内窥镜的光源		
公开(公告)号	JP2017219474A	公开(公告)日	2017-12-14
申请号	JP2016115398	申请日	2016-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	吉田浩 藤田五郎 田中健二		
发明人	吉田 浩 藤田 五郎 田中 健二		
IPC分类号	G01B11/00 A61B1/00 A61B1/06 G01B9/02 H01S5/22 H01L33/14 G01N21/17		
FI分类号	G01B11/00.B A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/06.B A61B1/00.300.E G01B9/02 H01S5/22 H01L33/14 G01N21/17.630 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.730 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2F064/CC01 2F064/CC04 2F064/FF01 2F064/FF05 2F064/GG01 2F064/GG06 2F064/GG11 2F064/GG21 2F064/JJ15 2F065/AA06 2F065/CC16 2F065/DD03 2F065/DD04 2F065/FF51 2F065/GG01 2F065/GG21 2F065/LL01 2F065/QQ16 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE09 2G059/FF02 2G059/GG02 2G059/GG10 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ05 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/MM01 2G059/MM10 2G059/NN05 2G059/PP04 2G059/PP06 4C161/GG01 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/NN01 4C161/QQ01 5F173/AA08 5F173/AB64 5F173/AB65 5F173/AB66 5F173/AB78 5F173/AH22 5F173/AL03 5F173/AR70 5F173/AS10 5F241/AA46 5F241/CA04 5F241/CA05 5F241/CA40 5F241/CA64 5F241/FF16		
代理人(译)	松本 一骑		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于距离测量的光源，其在使用光干涉的距离测量中更精确地测量较长的距离。n型包覆层和p型包覆层均由预定的半导体形成，p型包覆层设置在n型包覆层和p型包覆层之间，其中至少一部分区域形成光波导并且，用于从一个端面发射预定波长的光的有源层105很少在光波导中，光波导中的光的行进方向相对于有源层的发光端面上的出射端面的法线方向倾斜预定角度 θ 。

