

(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2007-222381

(P2007-222381A)

(43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 F 0 6 5
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
<b>G 0 1 B</b> 11/00 (2006.01)	G 0 1 B 11/00 G	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2006-46639 (P2006-46639)  
 (22) 出願日 平成18年2月23日 (2006.2.23)

(71) 出願人 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100118913  
 弁理士 上田 邦生  
 (74) 代理人 100112737  
 弁理士 藤田 考晴  
 (72) 発明者 石原 康成  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス株式会社内  
 Fターム(参考) 2F065 AA06 AA20 BB08 CC16 FF52  
 FF67 GG02 GG03 GG24 JJ03  
 JJ05 JJ26 LL01 LL03 LL12  
 LL13 LL20 LL22 LL46 LL53  
 LL57 QQ23 QQ25 QQ29  
 最終頁に続く

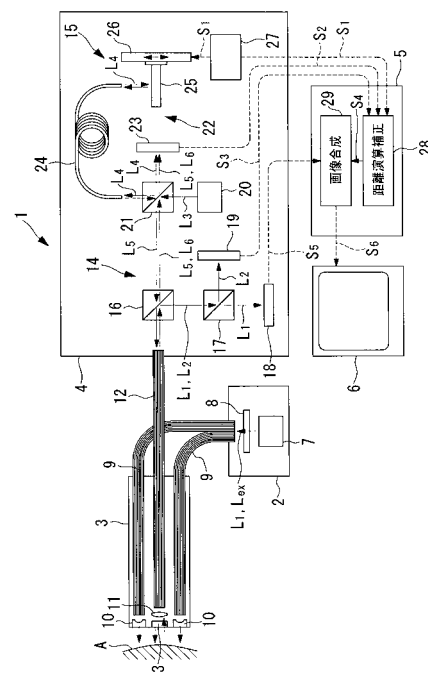
(54) 【発明の名称】 内視鏡観察装置、観察装置および内視鏡観察方法

## (57) 【要約】

【課題】被検体に光を照射する投光部先端と被検体との距離を精度よく測定し、精度の高い被検体の画像を取得する。

【解決手段】体腔内に挿入される挿入部3の先端に、被検体Aに対して光を照射する投光部10と、被検体Aから戻る観察光 $L_1$ 、 $L_2$ を受光する受光部13とを有し、該受光部13において受光された観察光 $L_1$ 、 $L_2$ を画像化する内視鏡観察装置1であって、低コヒーレンス光 $L_3$ の干渉により挿入部3の先端と被検体Aとの絶対距離を計測する距離計測手段15と、該距離計測手段15により計測された絶対距離に基づいて観察光 $L_2$ の輝度情報 $S_3$ を補正する補正手段28と、該補正手段28により補正された観察光 $L_2$ の輝度情報 $S_4$ に基づいて被検体Aの画像を形成する画像形成手段29とを備える内視鏡観察装置1を提供する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部の先端に、被検体に対して光を照射する投光部と、被検体から戻る観察光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された観察光を画像化する内視鏡観察装置であって、

低コヒーレンス光の干渉により挿入部の先端と被検体との絶対距離を計測する距離計測手段と、

該距離計測手段により計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正手段と、

該補正手段により補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成する画像形成手段とを備える内視鏡観察装置。 10

## 【請求項 2】

前記挿入部が、その内部に固定され前記低コヒーレンス光を基準光と計測光とに分岐するとともに、前記計測光を被検体へ導光する基準光分岐手段を備え、

前記距離計測手段が、干渉用の光として少なくとも前記基準光と被検体から戻る計測光とを用いて計測された前記基準光分岐手段と被検体との間の光路長と、前記基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長との差分に基づいて前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する距離算出部を備える請求項 1 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 3】

前記距離計測手段が、

20

低コヒーレンス光源と、

該低コヒーレンス光源から出射された低コヒーレンス光から参照光を分岐し、残りの低コヒーレンス光を前記挿入部に導光する参照光分岐手段と、

該参照光分岐手段により分岐された参照光の光路長を調節する光路長調節部と、

前記被検体から戻る計測光および前記基準光と前記光路長調節部から戻る参照光とを合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、

前記距離算出部は、前記計測光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第 1 の光路長と、前記基準光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第 2 の光路長との差から、前記基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長を減算した値に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する請求項 2 に記載の内視鏡観察装置。 30

## 【請求項 4】

前記距離計測手段が、

低コヒーレンス光源と、

前記被検体から戻る計測光および前記基準光の各々を 2 つの干渉光路に分岐する干渉用光分岐手段と、

前記 2 つの干渉光路の光路長差を調節する光路長差調節部と、

前記 2 つの干渉光路を通った低コヒーレンス光を合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、

前記距離算出部は、前記計測光と前記基準光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記 2 つの干渉光路の光路長差から、前記基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長を減算した値に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する請求項 2 に記載の内視鏡観察装置。 40

## 【請求項 5】

前記挿入部が、その先端に固定され、前記低コヒーレンス光を基準光と計測光とに分岐するとともに、前記計測光を被検体へ照射する一方、該被検体から戻る計測光を受光する基準光分岐手段を備え、

前記距離計測手段が、干渉用の光として少なくとも前記基準光と被検体において反射して戻る計測光とを用いて計測された前記基準光分岐手段と被検体との間の光路長に基づいて、前記挿入部の先端と前記被検体との絶対距離を算出する距離算出部を備える請求項 1 50

に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 6】

前記距離計測手段が、  
低コヒーレンス光源と、

該低コヒーレンス光源から出射された低コヒーレンス光から参照光を分岐し、残りの低コヒーレンス光を前記挿入部に導光する参照光分岐手段と、

該参照光分岐手段により分岐された参照光の光路長を調節する光路長調節部と、

前記挿入部から戻る計測光および前記基準光と前記光路長調節部から戻る参照光とを合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、

前記距離算出部は、前記計測光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第 1 の光路長と、前記基準光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第 2 の光路長との差に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する請求項 5 に記載の内視鏡観察装置。 10

【請求項 7】

前記距離計測手段が、  
低コヒーレンス光源と、

前記挿入部の内部に設けられ、前記低コヒーレンス光源から出射された低コヒーレンス光から参照光を分岐し、残りの低コヒーレンス光を挿入部の先端に導光する参照光分岐手段と、

前記計測光、前記基準光および前記参照光の各々を 2 つの干渉光路に分岐する干渉用光分岐手段と、 20

前記 2 つの干渉光路の光路長差を調節する光路長差調節部と、

前記 2 つの干渉光路を通った低コヒーレンス光を合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、

前記距離算出部は、前記計測光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記 2 つの干渉光路の第 1 の光路長差と、前記基準光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記 2 つの干渉光路の第 2 の光路長差との差に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する請求項 5 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 8】

前記距離計測手段が、

前記計測光および前記基準光の各々を 2 つの干渉光路に分岐する干渉用光分岐手段と、 30

前記 2 つの干渉光路の光路長差を調節する光路長差調節部と、

前記 2 つの干渉光路を通った低コヒーレンス光を合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、

前記距離算出部は、前記計測光と前記基準光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記 2 つの干渉光路の光路長差に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する請求項 5 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 9】

前記基準光分岐手段が、前記挿入部の先端面に設けられ、前記計測光の一部を反射する反射膜である請求項 5 から請求項 8 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。 40

【請求項 10】

前記光路長調節部が、

前記光分岐手段により分岐された参照光を前記光結合部に反射して戻すミラーと、

該ミラーを前記参照光の光軸に沿って移動させるミラー移動装置とを備える請求項 3 または請求項 6 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 11】

前記光路長調節部が、参照光を複数に分岐する参照光分岐部を備え、

前記ミラーおよび前記ミラー移動装置が、前記参照光分岐部により分岐された各参照光のそれぞれに対して設けられ、

各ミラー移動装置による参照光の光路長の調節範囲が異なる請求項 10 に記載の内視鏡 50

観察装置。

【請求項 1 2】

2 以上のミラー移動装置による参照光の光路長の調節範囲が相互に連続するように設けられている請求項 1 1 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 3】

前記参照光分岐部により分岐された参照光を異なる周波数に周波数変調する光変調部と、

前記光結合部において干渉を生じた光の周波数を検出する周波数検出部とを備える請求項 5 または請求項 1 2 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 4】

前記挿入部が、前記観察光と前記低コヒーレンス光とを同軸に導光する光学系を備える請求項 1 から請求項 1 3 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 5】

先端に、被検体に対して光を照射する投光部と、被検体から戻る観察光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された観察光を画像化する観察装置であって、

低コヒーレンス光の干渉により先端と被検体との絶対距離を計測する距離計測手段と、該距離計測手段により計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正手段と、

該補正手段により補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成する画像形成手段とを備える観察装置。

【請求項 1 6】

体腔内に挿入される挿入部の先端から、被検体に対して光を照射し、被検体から戻る観察光を受光して画像化する内視鏡観察方法であって、

低コヒーレンス光の干渉により挿入部の先端と被検体との絶対距離を計測する計測ステップと、

計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正ステップと、

補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成する画像形成ステップとを備える内視鏡観察方法。

【請求項 1 7】

前記計測ステップが、

コヒーレンス光から参照光を分岐して、残りのコヒーレンス光を前記挿入部に導光し、

前記挿入部の先端において、前記低コヒーレンス光を基準光と計測光とに分岐し、

分岐された計測光を被検体に照射する一方、該被検体から戻る計測光を受光し、

分岐された参照光の光路長を調節し、

前記挿入部の先端側から戻る計測光と前記参照光とを合波して干渉を生じさせ、

前記被検体から戻る計測光と前記参照光との干渉が生じた時点の前記参照光の第 1 の光路長と、前記基準光と前記参照光との干渉が生じた時点の前記参照光の第 2 の光路長との差により絶対距離を算出する請求項 1 6 に記載の内視鏡観察方法。

【請求項 1 8】

前記光路長を調節するステップが、

参照光を光路長の異なる複数の光路に分岐し、分岐された各参照光のそれぞれに対して行われる請求項 1 7 に記載の内視鏡観察方法。

【請求項 1 9】

分岐された参照光の光路長の調節範囲が相互に連続するように設けられている請求項 1 8 に記載の内視鏡観察方法。

【請求項 2 0】

分岐された参照光を異なる周波数に周波数変調し、

干渉を生じた光の周波数を検出する請求項 1 8 または請求項 1 9 に記載の内視鏡観察方法。

【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は、内視鏡観察装置、観察装置および内視鏡観察方法に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、生体組織に励起光を照射して発生した蛍光を観察する蛍光内視鏡装置として、例えば、特許文献1に示される構造のものがある。

この蛍光内視鏡装置は、生体に対して励起光を照射して、生体からの自家蛍光や生体に注入した薬剤からの蛍光を2次元画像として検出するものであり、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態を診断することを可能にしている。

10

## 【0003】

しかしながら、癌細胞の悪性度等を精度よく検出するためには、生体組織から発生している蛍光量の絶対値を精度よく求めることが必要である。挿入部の先端に配置されている受光部に受光される蛍光量は、挿入部の先端と生体組織等の被検体との距離の変動等によって変動するため、これらの変動によらず蛍光量の絶対値を求める工夫が必要である。

## 【0004】

この特許文献1においては、挿入部の先端と被検体との距離を測定するために超音波信号を用いた距離計測手段を備えた蛍光内視鏡装置が開示されている。

また、被検体に低コヒーレンス光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を精度よく構築する、いわゆるOCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）技術を利用した光イメージング装置が開示されている。

20

【特許文献1】特開平10-243920号公報

【特許文献2】特開平11-148897号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、超音波を用いる距離計測手段の場合、超音波発振器から被検体までのスペースに水が満たされていることが必要不可欠であり、空気が満たされている場合には距離を測定できないという不都合がある。

また、従来のOCT技術は、一般に、被検体の断層像を構築するために用いられている

30

## 【0006】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、被検体に光を照射する投光部先端と被検体との距離を精度よく測定し、被検体との距離の影響を受けずに定量性のある被検体の画像を取得することができる内視鏡観察装置、観察装置および内視鏡観察方法を提供することを目的としている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明は、体腔内に挿入される挿入部の先端に、被検体に対して光を照射する投光部と、被検体から戻る観察光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された観察光を画像化する内視鏡観察装置であって、低コヒーレンス光の干渉により挿入部の先端と被検体との絶対距離を計測する距離計測手段と、該距離計測手段により計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正手段と、該補正手段により補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成する画像形成手段とを備える内視鏡観察装置を提供する。

40

## 【0008】

本発明によれば、距離計測手段の作動により、低コヒーレンス光の干渉によるOCT技術を利用して、投光部および受光部が設けられている挿入部の先端と被検体との絶対距離が計測される。受光部により受光される被検体からの観察光の輝度は、投光部からの照明

50

光あるいは励起光が均一であるとする、その絶対距離の2乗に反比例する。したがって、OCT技術により精度よく計測した絶対距離を用いて補正手段を作動させることにより、観察光の輝度情報を精度よく補正できる。

【0009】

特に、本発明によれば、OCT技術を用いることにより、超音波信号を用いる場合のような使用環境の制限がなく、空気が満たされている空間内においても、あるいは、体液が満たされている空間内においても精度よく絶対距離を計測することができる。

そして、画像形成手段の作動により、補正された輝度情報に基づいて被検体の画像を形成することにより、挿入部の先端と被検体との距離にかかわらず、正確な輝度分布を有する画像を取得することができる。

10

【0010】

上記発明においては、前記挿入部が、その内部に固定され前記低コヒーレンス光を基準光と計測光とに分岐するとともに、前記計測光を被検体へ導光する基準光分岐手段を備え、前記距離計測手段が、干渉用の光として少なくとも前記基準光と被検体から戻る計測光とを用いて計測された前記基準光分岐手段と被検体との間の光路長と、前記基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長との差分に基づいて前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出する距離算出部を備えることとしてもよい。

【0011】

このようにすることで、低コヒーレンス光が、挿入部内に固定された基準光分岐手段によって基準光と計測光とに分岐され、計測光が被検体へ導光される。被検体において反射または散乱して戻る計測光と、前記基準光分岐手段により分岐された基準光とを干渉用の光として用いることにより、前記基準光分岐手段と被検体との間の光路長を求めることができる。また、基準光分岐手段は挿入部内に固定されているので、基準光分岐手段と挿入部の先端との距離は既知である。したがって、距離算出部は、これらの差分を求めることにより、挿入部の先端と被検体との絶対距離を精度よく算出することができる。なお、計測光および基準光は、干渉用の光として用いられればよいので、計測光と基準光が干渉する場合に限られず、他の低コヒーレンス光が計測光と基準光のそれぞれと干渉する場合も含まれる。

20

【0012】

また、上記発明においては、前記距離計測手段が、低コヒーレンス光源と、該低コヒーレンス光源から出射された低コヒーレンス光から参照光を分岐し、残りの低コヒーレンス光を前記挿入部に導光する参照光分岐手段と、該参照光分岐手段により分岐された参照光の光路長を調節する光路長調節部と、前記挿入部から戻る計測光および前記基準光と前記光路長調節部から戻る参照光とを合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、前記距離算出部は、前記計測光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第1の光路長と、前記基準光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第2の光路長との差から、前記基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長を減算した値に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出することとしてもよい。

30

【0013】

このようにすることで、低コヒーレンス光源から発せられた低コヒーレンス光が、参照光分岐手段によって計測光と参照光とに分岐され、計測光が被検体に照射される。被検体に照射された計測光は、被検体において反射または散乱されて戻る。一方、参照光は、光路長調節部によりその光路長を調節される。計測光と参照光とは光結合部において合波され、光分岐手段において分岐されてから合波されるまでの光路長が正確に一致したときに干渉を生じる。

40

【0014】

この場合において、計測光の内の一部は、挿入部内に固定された基準光分岐部において基準光として分岐されて戻り、光結合部において参照光と合波される。したがって、基準光と参照光との光路長が正確に一致した場合にも干渉を生ずる。

50

本発明によれば、距離算出部の作動により、被検体から戻る計測光と参照光との干渉が生じた時点の第1の光路長と、基準光と参照光との干渉が生じた時点の第2の光路長との差から、基準光分岐手段と挿入部の先端との間の光路長を減算した値に基づいて、挿入部の先端面と被検体との間の絶対距離が精度よく算出される。その結果、算出された絶対距離に基づいて、観察光の輝度情報を正確に補正することができ、挿入部の先端と被検体との距離にかかわらず、正確な輝度分布を有する画像を取得することができる。

【0015】

また、上記発明においては、前記距離計測手段が、低コヒーレンス光源と、前記被検体から戻る計測光および前記基準光の各々を2つの干渉光路に分岐する干渉用光分岐手段と、前記2つの干渉光路の光路長差を調節する光路長差調節部と、前記2つの干渉光路を通った低コヒーレンス光を合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、前記距離算出部は、前記計測光と前記基準光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記2つの干渉光路の光路長差から、前記基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長を減算した値に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出することとしてもよい。

10

【0016】

このようにすることで、低コヒーレンス光源から発せられた低コヒーレンス光が、挿入部内において、計測光と基準光とに分岐される。そして、計測光は挿入部の先端から出射され、被検体の表面において反射または散乱されることにより、基準光とともに挿入部を戻り、干渉用光分岐手段によって2つの干渉光路に分岐される。これにより、計測光および基準光は、それぞれ異なる光路長の干渉光路を辿ることになる。

20

【0017】

光路長差調節部の作動により、2つの干渉光路の光路長差が調節されるので、2つの干渉光路の光路長差が、計測光と基準光との光路長差に一致したときに、光結合部において干渉が生じる。したがって、距離算出部が、この干渉時における2つの干渉光路の光路長差から基準光分岐手段と前記挿入部の先端との間の光路長を減算した値に基づいて、挿入部の先端と被検体との間の絶対距離を精度よく算出することができる。

【0018】

また、上記発明においては、前記挿入部が、その先端に固定され、前記低コヒーレンス光を基準光と計測光とに分岐するとともに、前記計測光を被検体へ照射する一方、該被検体から戻る計測光を受光する基準光分岐手段を備え、前記距離計測手段が、干渉用の光として少なくとも前記基準光と被検体において反射または散乱して戻る計測光とを用いて計測された前記基準光分岐手段と被検体との間の光路長に基づいて、前記挿入部の先端と前記被検体との絶対距離を算出する距離算出部を備えることとしてもよい。

30

【0019】

このようにすることで、基準光分岐手段により分岐され、光路長差を有する低コヒーレンス光となる基準光および計測光とを干渉用の光として用いて干渉を生じさせることにより、基準光分岐手段と被検体との間の光路長を精度よく計測することができる。距離算出部は、計測された光路長のみに基づいて挿入部の先端と被検体との絶対距離を精度よく算出することができる。なお、計測光および基準光は、干渉用の光として用いられればよいので、計測光と基準光が干渉する場合に限られず、他の低コヒーレンス光が計測光と基準光のそれぞれと干渉する場合も含まれる。

40

【0020】

また、上記発明においては、前記距離計測手段が、低コヒーレンス光源と、該低コヒーレンス光源から出射された低コヒーレンス光から参照光を分岐し、残りの低コヒーレンス光を前記挿入部に導光する参照光分岐手段と、該参照光分岐手段により分岐された参照光の光路長を調節する光路長調節部と、前記挿入部から戻る計測光および前記基準光と前記光路長調節部から戻る参照光とを合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、前記距離算出部は、前記計測光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第1の光路長と、前記基準光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記参照光の第2の光路長との差に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対

50

距離を算出することとしてもよい。

【0021】

このようにすることで、低コヒーレンス光源から発せられた低コヒーレンス光が、参照光分岐手段によって計測光と参照光とに分岐され、計測光が被検体に照射される。被検体に照射された計測光は、被検体において反射または散乱されて戻る。一方、参照光は、光路長調節部によりその光路長を調節される。計測光と参照光とは光結合部において合波され、光分岐手段において分岐されてから合波されるまでの光路長が正確に一致したときに干渉を生じる。

【0022】

この場合において、計測光の一部は、挿入部内に固定された基準光分岐部において分岐されて基準光として戻り、光結合部において参照光と合波される。したがって、基準光と参照光との光路長が正確に一致した場合にも干渉を生ずる。 10

本発明によれば、距離算出部の作動により、被検体から戻る計測光と参照光との干渉が生じた時点の第1の光路長と、基準光と参照光との干渉が生じた時点の第2の光路長との差に基づいて、挿入部の先端面と被検体との間の絶対距離が精度よく算出される。その結果、算出された絶対距離に基づいて、観察光の輝度情報を正確に補正することができ、挿入部の先端と被検体との距離にかかわらず、正確な輝度分布を有する画像を取得することができる。

【0023】

また、上記発明においては、前記距離計測手段が、低コヒーレンス光源と、前記挿入部の内部に設けられ、前記低コヒーレンス光源から出射された低コヒーレンス光から参照光を分岐し、残りの低コヒーレンス光を挿入部の先端に導光する参照光分岐手段と、前記計測光、前記基準光および前記参照光の各々を2つの干渉光路に分岐する干渉用光分岐手段と、前記2つの干渉光路の光路長差を調節する光路長差調節部と、前記2つの干渉光路を通った低コヒーレンス光を合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、前記距離算出部は、前記計測光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記2つの干渉光路の第1の光路長差と、前記基準光と前記参照光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記2つの干渉光路の第2の光路長差との差に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出することとしてもよい。 20

【0024】

このようにすることで、低コヒーレンス光源から発せられた低コヒーレンス光が、挿入部内において、計測光、基準光および参照光に分岐された後、計測光は挿入部の先端から出射され、被検体の表面において反射されることにより、基準光および参照光とともに挿入部を戻り、干渉用光分岐手段によって2つの干渉光路に分岐される。これにより、計測光、基準光および参照光は、それぞれ異なる光路長の干渉光路を辿ることになる。光路長差調節部の作動により、2つの干渉光路の光路長差が調節されるので、2つの光路長差が、基準光と参照光との光路長差に一致したときおよび計測光と参照光との光路長差に一致したときに、光結合部において干渉が生じる。したがって、この2つの光路長差の差を求めることにより、計測光の光路長と基準光の光路長との差として、挿入部の先端と被検体との絶対距離を精度よく算出することができる。 40

【0025】

この場合において、挿入部の内部に設けた参照光分岐手段は、反射率を高く設定することにより、参照光の強度を高めることが容易である。したがって、被検体において反射されて戻る計測光、あるいは、挿入部の先端に固定された基準光分岐手段により分岐される基準光の強度が小さい場合であっても、参照光の強度を高く設定しておくことで、干渉光の強度を大きくして距離測定の精度を向上させることができる。

また、挿入部内に参照光分岐手段を設けることにより、光路長差調節部における光路長を短く設定でき、装置の小型化を図ることができる。

【0026】

また、上記発明においては、前記距離計測手段が、前記計測光および前記基準光の各々 50



を 2 つの干渉光路に分岐する干渉用光分岐手段と、前記 2 つの干渉光路の光路長差を調節する光路長差調節部と、前記 2 つの干渉光路を通った低コヒーレンス光を合波して干渉を生じさせる光結合部とを備え、前記距離算出部は、前記計測光と前記基準光との干渉が前記光結合部において生じた時点の前記 2 つの干渉光路の光路長差に基づいて、前記挿入部の先端と被検体との絶対距離を算出することとしてもよい。

【0027】

このようにすることで、低コヒーレンス光源から発せられた低コヒーレンス光が、挿入部の先端において、計測光と基準光とに分岐され、計測光は挿入部の先端から出射され、被検体の表面において反射されることにより、基準光とともに挿入部を戻り、干渉用光分岐手段によって 2 つの干渉光路に分岐される。これにより、計測光および基準光は、それぞれ異なる光路長の干渉光路を辿ることになる。

10

【0028】

光路長差調節部の作動により、2 つの干渉光路の光路長差が調節されるので、2 つの干渉光路の光路長差が、計測光と基準光との光路長差に一致したときに、光結合部において干渉が生じる。したがって、距離算出部が、この干渉時における 2 つの干渉光路の光路長差に基づいて、挿入部の先端と被検体との間の絶対距離を精度よく算出することができる。

【0029】

また、上記発明においては、前記基準光分岐手段が、前記挿入部の先端面に設けられ、前記計測光の一部を反射する反射膜であることが好ましい。

20

このようにすることで、挿入部の先端面において反射する計測光の光量を確保することができる。したがって、参照光との干渉により生ずる干渉信号のピーク値を顕在化させ、挿入部の先端面の位置を精度よく求めることが可能となる。

【0030】

また、上記発明においては、前記光路長調節部が、光分岐手段により分岐された参照光を前記光結合部に反射して戻すミラーと、該ミラーを前記参照光の光軸に沿って移動させるミラー移動装置とを備えることとしてもよい。

このようにすることで、ミラー移動装置の作動により、ミラーを参照光の光軸に沿って移動させて、簡易に参照光の光路長を調節することができる。

【0031】

30

また、上記発明においては、前記光路長調節部が、参照光を複数に分岐する参照光分岐部を備え、前記ミラーおよびミラー移動装置が、前記参照光分岐部により分岐された各参照光のそれぞれに対して設けられ、各ミラー移動装置による参照光の光路長の調節範囲が異なることとしてもよい。

このようにすることで、各ミラー移動装置による各ミラーの移動量を大きくすることなく、光路長の調節範囲を分担して広い計測範囲にわたって被検体と挿入部の先端との距離を計測することが可能となる。

【0032】

また、上記発明においては、2 以上のミラー移動装置による参照光の光路長の調節範囲が相互に連続するように設けられていることとしてもよい。

40

このようにすることで、広い計測範囲にわたって被検体と挿入部の先端との絶対距離を隙間なく計測することが可能となる。

【0033】

また、上記発明においては、前記参照光分岐部により分岐された参照光を異なる周波数に周波数変調する光変調部と、前記光結合部において干渉を生じた光の周波数を検出する周波数検出部とを備えることが好ましい。

【0034】

このようにすることで、光変調部の作動により分岐された参照光がそれぞれ異なる周波数に周波数変調された状態で光結合部において計測光と合波される。そして、周波数検出部の作動により、光結合部において干渉を生じた光の周波数が検出される。したがって、

50

分岐された全ての参照光を同時に光結合部に入射させて計測光との合波を行っても、どの参照光が計測光と干渉を生じたのかを検出された周波数によって確認できる。その結果、広い計測範囲にわたる被検体と挿入部の先端との絶対距離の計測を迅速に行うことができる。

【0035】

また、上記発明においては、前記挿入部が、前記観察光と前記低コヒーレンス光とを同軸に導光する光学系を備えることが好ましい。

このようにすることで、挿入部の径を細くすることができる。

【0036】

また、本発明は、先端に、被検体に対して光を照射する投光部と、被検体から戻る観察光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された観察光を画像化する観察装置であって、低コヒーレンス光の干渉により先端と被検体との絶対距離を計測する距離計測手段と、該距離計測手段により計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正手段と、該補正手段により補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成する画像形成手段とを備える観察装置を提供する。

10

【0037】

本発明によれば、距離計測手段の作動により、低コヒーレンス光の干渉によるOCT技術を利用して、投光部および受光部が設けられている観察装置の先端と被検体との絶対距離が計測される。受光部により受光される被検体からの観察光の輝度は、投光部からの照明光あるいは励起光が均一であるとする、その絶対距離の2乗に反比例する。したがって、OCT技術により精度よく計測した絶対距離を用いて補正手段を作動させることにより、観察光の輝度情報を精度よく補正できる。

20

【0038】

特に、本発明によれば、OCT技術を用いることにより、超音波信号を用いる場合のような使用環境の制限がなく、空気が満たされている空間内においても、あるいは、体液が満たされている空間内においても精度よく絶対距離を計測することができる。

そして、画像形成手段の作動により、補正された輝度情報に基づいて被検体の画像を形成することにより、観察装置の先端と被検体との距離にかかわらず、正確な輝度分布を有する画像を取得することができる。

【0039】

30

また、本発明は、体腔内に挿入される挿入部の先端から、被検体に対して光を照射し、被検体から戻る観察光を受光して画像化する内視鏡観察方法であって、低コヒーレンス光の干渉により挿入部の先端と被検体との絶対距離を計測する計測ステップと、計測された絶対距離に基づいて前記観察光の輝度情報を補正する補正ステップと、補正された観察光の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成する画像形成ステップとを備える内視鏡観察方法を提供する。

【0040】

本発明によれば、挿入部を体腔内に挿入し、先端から被検体に対して光を照射し、被検体から戻る観察光を受光し、受光された観察光に基づいて観察画像を形成することで被検体の観察を行うことができる。この場合に、被検体と挿入部の先端との距離が異なると、受光される観察光の光量が変化する。本発明によれば、計測ステップにおいて挿入部の先端と被検体との絶対距離を計測し、補正ステップにおいて絶対距離に基づいて観察光の輝度情報を補正し、画像形成ステップにおいて、補正後の輝度情報に基づいて被検体の画像を形成するので、挿入部の先端と被検体との間の距離が変動しても、観察画像の輝度を変化させることなく、被検体の状態を正確に観察することができる。

40

【0041】

上記発明においては、前記計測ステップが、低コヒーレンス光を計測光と参照光とに分岐し、分岐された計測光を被検体に照射する一方、該被検体から戻る計測光を受光し、分岐された参照光の光路長を調節し、前記挿入部の先端側から戻る計測光と前記参照光とを合波して干渉を生じさせ、前記被検体から戻る計測光と前記参照光との干渉が生じた時点

50

の前記参照光の第 1 の光路長と、前記挿入部の先端面において反射して戻る計測光と前記参照光との干渉が生じた時点の前記参照光の第 2 の光路長との差により絶対距離を算出することとしてもよい。

【0042】

このようにすることで、被検体から戻る計測光と、挿入部の先端面から戻る計測光とに基づいて、OCT 技術により、第 1 の光路長と第 2 の光路長とを決定でき、その差によって、挿入部の先端と被検体との間の絶対距離を簡易かつ精度よく計測することができる。

【0043】

また、上記発明においては、前記光路長の調節ステップが、参照光を光路長の異なる複数の光路に分岐し、分岐された各参照光のそれぞれに対して行われることとしてもよい。

10

このようにすることで、光路長の調節範囲を複数に分割して、各光路における調節範囲を大きくすることなく、広い計測範囲にわたって被検体と挿入部の先端との距離を計測することが可能となる。

【0044】

また、上記発明においては、分岐された参照光の光路長の調節範囲が相互に連続するように設けられていることとしてもよい。

このようにすることで、広い計測範囲にわたって被検体と挿入部の先端との絶対距離を隙間なく計測することが可能となる。

【0045】

また、上記発明においては、分岐された参照光を異なる周波数に周波数変調し、干渉を生じた光の周波数を検出することが好ましい。

20

このようにすることで、分岐された参照光がそれぞれ異なる周波数に周波数変調された状態で計測光と合波される。そして、光結合部において干渉を生じた光の周波数が検出される。したがって、分岐された全ての参照光を同時に計測光と合波させても、どの参照光が計測光と干渉を生じたのかを検出された周波数によって確認できる。その結果、広い計測範囲にわたる被検体と挿入部の先端との絶対距離の計測を迅速に行うことができる。

【発明の効果】

【0046】

本発明によれば、被検体に光を照射する投光部先端と被検体との距離を精度よく測定し、精度の高い被検体の画像を取得することができるという効果を奏する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0047】

本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置について、図 1 ~ 図 3 を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 は、図 1 に示されるように、光源装置 2 と、該光源装置 2 に接続され体腔内に挿入される細長い挿入部 3 と、該挿入部 3 に接続され、被検体である生体組織 A から戻る戻り光を検出する検出部 4 と、該検出部 4 における検出信号に基づいて生体組織 A の画像を形成する画像処理部 5 と、該画像処理部 5 において生成された生体組織 A の画像を表示する画像表示部 6 とを備えている。

【0048】

40

前記光源装置 2 は、例えば、図 1 に示されるように、キセノンランプ、ハロゲンランプ等の広帯域の光を発する光源 7 と、該光源 7 からの白色光  $L_1$  および励起光  $L_{ex}$  を透過させるフィルタ 8 とを備えている。

前記挿入部 3 は、前記光源装置 2 からの光を該挿入部 3 の先端まで導くライトガイド（あるいは光ファイバ束）9 と、挿入部 3 の先端に配置され、ライトガイド 9 内を伝播されてきた光を拡散させて、対向配置された生体組織 A に照射する拡散レンズ（投光部）10 と、生体組織 A からの戻り光を集光する対物レンズ 11 と、集光された戻り光を挿入部 3 の基端側まで導くイメージガイド（計測光学部）12 とを備えている。図中符号 13 は、イメージガイド 12 の先端に配置されたカバーガラス（受光部）である。

【0049】

50

前記検出部 4 は、画像検出部 14 と距離計測部 15 とを備えている。

画像検出部 14 は、イメージガイド 12 により伝播されてきた戻り光の内、光源装置 2 からの白色光  $L_1$  の反射光および生体組織 A において発生した蛍光  $L_2$  を分岐する第 1 のダイクロイックミラー 16 と、該第 1 のダイクロイックミラー 16 により分岐された白色光  $L_1$  および蛍光  $L_2$  をさらに分岐する第 2 のダイクロイックミラー 17 と、分岐された白色光  $L_1$  および蛍光  $L_2$  をそれぞれ検出する CCD 素子等の 2 つの撮像素子 18, 19 とを備えている。

#### 【0050】

距離計測部 15 は、低コヒーレンス光  $L_3$  を出射する低コヒーレンス光源 20 と、該低コヒーレンス光源 20 から出射された低コヒーレンス光  $L_3$  を参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  とに分岐するビームスプリッタ（光分岐手段、光結合部）21 と、該ビームスプリッタ 21 により分岐された参照光  $L_4$  を入射させる参照光光路長調節部（光路長調節部）22 と、前記ビームスプリッタ 21 を介して戻る参照光  $L_4$  および計測光  $L_5$  を検出する CCD 素子等の干渉画像撮像素子 23 とを備えている。干渉画像撮像素子 23 と、前記画像検出部 14 の 2 つの撮像素子 18, 19 とは、その画素が予め対応づけられている。

10

#### 【0051】

前記ビームスプリッタ 21 は、前記低コヒーレンス光源 20 から出射された低コヒーレンス光  $L_3$  を分岐して、参照光  $L_4$  を参照光光路長調節部 22 に、計測光  $L_5$  を第 1 のダイクロイックミラー 16 に入射させるように配置されている。

前記参照光光路長調節部 22 は、ビームスプリッタ 21 により分岐された参照光  $L_4$  を一端から入射させる光路長調整用のファイババンドル 24 と、該ファイババンドル 24 の他端から出射された参照光  $L_4$  を反射して他端に戻すスキャニングミラー 25 と、該スキャニングミラー 25 を参照光  $L_4$  の光軸方向に移動させるミラー移動機構（ミラー移動装置）26 と、該ミラー移動機構 26 を制御し、スキャニングミラー 25 の位置情報  $S_1$  を出力するミラー制御装置 27 とを備えている。

20

#### 【0052】

これにより、第 1 のダイクロイックミラー 16 に入射された計測光  $L_5$  は、該ダイクロイックミラー 16 をイメージガイド 12 の一端に向けて透過して、イメージガイド 12 内に入射され、イメージガイド 12 の先端から対物レンズ 11 およびカバーガラス 13 を介して生体組織 A に向けて出射されるようになっている。また、カバーガラス 13 の先端面から出射された計測光  $L_5$  は、生体組織 A の表面において反射して、カバーガラス 13、対物レンズ 11 およびイメージガイド 12 を介して検出部 4 内に戻り、第 1 のダイクロイックミラー 16 およびビームスプリッタ 21 を透過して干渉画像撮像素子 23 により検出されるようになっている。

30

#### 【0053】

一方、参照光光路長調節部 22 に入射された参照光  $L_4$  は、ファイババンドル 24 内を伝播して他端から出射され、スキャニングミラー 25 によって反射された後にファイババンドル 24 内を戻り、ビームスプリッタ 21 において反射されることで、前記計測光  $L_5$  と合波されて干渉画像撮像素子 23 により検出されるようになっている。

#### 【0054】

ファイババンドル 24 の長さは、参照光光路長調節部 22 における参照光  $L_4$  の往復光路長が、ビームスプリッタ 21 から第 1 のダイクロイックミラー 16、イメージガイド 12、対物レンズ 11 およびカバーガラス 13 を介した生体組織 A までの計測光  $L_5$  の往復光路長とほぼ同等になるように設定されている。これにより、スキャニングミラー 25 を位置調整することによって、両者の往復光路長が精度よく一致したときに参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  とが干渉し、干渉画像撮像素子 23 により検出される光強度がピークを有するようになっている。したがって、干渉画像撮像素子 23 により検出される光強度がピークとなるスキャニングミラー 25 の位置を記録することにより、生体組織 A の位置を精度よく検出できるようになっている。

40

#### 【0055】

50

また、本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 においては、図 2 に示されるように、挿入部 3 の先端にカバーガラス（基準光分岐手段）13 が配置されているので、計測光  $L_5$  は、生体組織 A の表面において反射して戻るのみならず、その一部がカバーガラス 13 の先端面 13 a において反射して基準光  $L_6$  として戻るようになっている。したがって、干渉画像撮像素子 23 においては、生体組織 A の表面において反射して戻る計測光  $L_5$  およびカバーガラス 13 の先端面 13 a において反射して戻る基準光  $L_6$  が、それぞれ参照光  $L_4$  と干渉するようになっている。

【0056】

これにより、図 3 に示されるように、スキャニングミラー 25 の位置を変化させていくと、2 カ所（A1, A2）において光強度にピークが発生するようになっている。したがって、この 2 つのピーク間のスキャニングミラー 25 の距離を求めることにより、挿入部 3 先端のカバーガラス 13 の先端面 13 a から生体組織 A の表面までの距離を精度よく計測することができるようになっている。

10

【0057】

前記画像処理部 5 は、距離演算補正部（補正手段、距離算出部）28 と画像合成部（画像形成手段）29 とを備えている。距離演算補正部 28 は、前述したように、干渉画像撮像素子 23 から出力される干渉画像信号  $S_2$  およびミラー制御装置 27 から出力されるスキャニングミラー 25 の位置情報  $S_1$  に基づいて、干渉画像撮像素子 23 の画素ごとに、2 つのピーク間のスキャニングミラー 25 の距離を求めることで、挿入部 3 先端のカバーガラス 13 の先端面 13 a から生体組織 A の表面の各部までの距離を精度よく計測し、求められた距離の情報に基づいて、蛍光画像の輝度情報を補正するようになっている。

20

【0058】

画像検出部 14 の撮像素子 19 の各画素により検出された蛍光画像の輝度情報  $S_3$  は、挿入部 3 の先端面から生体組織 A の表面の各部までの距離の 2 乗に反比例するので、距離演算補正部 28 は、計測された距離の 2 乗に比例する補正係数を蛍光画像の各画素の輝度情報  $S_3$  に乗算するようになっている。これにより、生体組織 A の表面における正確な蛍光量で表現された蛍光画像情報  $S_4$  を取得することができるようになっている。

【0059】

また、画像合成部 29 は、生体組織 A の表面において反射した白色光を検出する撮像素子 18 により取得された生体組織 A の表面の実画像情報  $S_5$  と、前記距離演算補正部 28 により補正された蛍光画像情報  $S_4$  とを入力されて、両者を重ね合わせた合成画像情報  $S_6$  を生成し、画像表示部 6 に出力するようになっている。

30

【0060】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 を用いて観察を行うには、挿入部 3 の先端を体腔内に挿入し光源装置 2 から白色光  $L_1$  および励起光  $L_x$  を、検出部 4 の低コヒーレンス光源 20 から計測光  $L_5$  を、それぞれ挿入部 3 に入射する。

【0061】

光源装置 2 から出射された白色光  $L_1$  および励起光  $L_x$  は、挿入部 3 のライトガイド 9 に入射され、挿入部 3 先端に配置されたライトガイド 9 の先端面から挿入部 3 の先端面に対向する体腔内の生体組織 A に照射される。生体組織 A 表面において反射した白色光  $L_1$  は、挿入部 3 に設けられたカバーガラス 13 を透過して対物レンズ 11 により集められ、イメージガイド 12 によって体腔外に伝播されてくる。また、生体組織 A に励起光  $L_x$  が照射されることにより、生体組織 A 内における蛍光物質が励起され蛍光  $L_2$  が発せられる。発生した蛍光  $L_2$  も、挿入部 3 に設けられたカバーガラス 13 を透過して対物レンズ 11 により集められ、イメージガイド 12 によって体腔外に伝播されてくる。

40

【0062】

イメージガイド 12 によって体腔外に伝播されてきた白色光  $L_1$  および蛍光  $L_2$  は、検出部 4 に入射されると、検出部 4 内に配置されている第 1 のダイクロイックミラー 16 に

50

よって他の光から分岐される。さらに、分岐された白色光  $L_1$  および蛍光  $L_2$  は第2のダイクロイックミラー17によって分岐され、それぞれ撮像素子18, 19によって検出される。これにより、検出された白色光  $L_1$  によって、生体組織A表面の実画像情報  $S_5$  が取得され、検出された蛍光  $L_2$  により、生体組織A内の蛍光物質の存在する部位、蛍光物質の濃度の大小を把握可能な蛍光画像の輝度情報  $S_3$  が取得されることになる。

【0063】

一方、検出部4の低コヒーレンス光源20から出射された低コヒーレンス光  $L_3$  は、ビームスプリッタ21によって参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  とに分岐され、分岐された計測光  $L_5$  が、第1のダイクロイックミラー16を透過してイメージガイド12に入射される。イメージガイド12を伝播した計測光  $L_5$  は、イメージガイド12の先端から対物レンズ11およびカバーガラス13を透過して生体組織Aの表面に照射される。

10

【0064】

生体組織Aの表面に照射された計測光  $L_5$  の一部は、表面において反射して、カバーガラス13および対物レンズ11を透過してイメージガイド12に戻り、イメージガイド12内を伝播して検出部4内に入射される。計測光  $L_5$  は、第1のダイクロイックミラー16を透過することにより、白色光  $L_1$  および蛍光  $L_2$  から分岐され、ビームスプリッタ21を透過して干渉画像撮像素子23により検出される。

【0065】

一方、ビームスプリッタ21により分岐された参照光  $L_4$  は、参照光光路長調節部22に入射され、スキャニングミラー25の位置に応じて決定される光路長だけ伝播した後にビームスプリッタ21に戻り、ビームスプリッタ21によって反射されることにより、前記計測光  $L_5$  と合波された状態で干渉画像撮像素子23により検出される。参照光光路長調節部22のビームスプリッタ21により分岐されてからビームスプリッタ21に戻るまでの参照光  $L_4$  の往復光路長は、計測光  $L_5$  の往復光路長とほぼ同等に設定されているので、ミラー制御装置27の作動により、ミラー移動機構26によってスキャニングミラー25を一方向に移動させていくと、参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  との往復光路長が精度よく一致する位置において、干渉画像撮像素子23により検出される検出光量がピークを有するようになる。

20

【0066】

上述したように、本実施形態においては、計測光  $L_5$  は、生体組織Aの表面で反射するのみならず、カバーガラス13の先端面13aにおいて反射して基準光  $L_6$  として戻る。このため、スキャニングミラー25を一方向に移動させていくことにより、図3に示されるように、干渉画像撮像素子23から出力される干渉画像情報  $S_2$  は、主として2カ所においてピークを有する。

30

【0067】

したがって、距離演算補正部28は、干渉画像撮像素子23から送られてくる干渉画像情報  $S_2$  とミラー制御装置27から送られてくるスキャニングミラー25の位置情報  $S_1$  とに基づいて、干渉画像撮像素子23の各画素ごとに、カバーガラス13の先端面13aから生体組織Aまでの絶対距離を計測する。そして、距離演算補正部28は、絶対距離の2乗に比例する補正係数を各画素ごとに演算し、撮像素子19から送られてきた蛍光画像の輝度情報  $S_3$  に、前記補正係数を画素ごとに乗算し、正しい輝度分布を有する蛍光画像情報  $S_4$  を生成して画像合成部29に出力する。

40

【0068】

画像合成部29は、撮像素子18から送られてきた生体組織A表面の実画像情報  $S_5$  と、距離演算補正部28から送られてきた蛍光画像情報  $S_4$  とを重ね合わせるように合成して画像表示部6に出力する。これにより、画像表示部6には、体腔内の生体組織A表面の実画像に、正しい輝度分布を有する蛍光画像が重ね合わせられた状態で表示される。なお、画像合成部29から画像表示部6に対しては、必要に応じて、実画像情報  $S_5$  と蛍光画像情報  $S_4$  とを別個に出力できるようにしてもよい。これにより、体腔内の実画像のみ、蛍光画像のみ、および両画像を重ね合わせた画像を切り替えて画像表示部6に表示するこ

50

とができる。

【0069】

本実施形態に係る内視鏡観察装置1によれば、撮像素子19により取得された蛍光画像の輝度情報 $S_3$ が挿入部3の先端面から生体組織Aまでの絶対距離で補正されるので、挿入部3の先端面が撮像対象である生体組織A表面に対して傾斜していても、あるいは、撮像対象の生体組織A表面が湾曲し、または、生体組織A表面に凹凸があっても、正しい輝度分布を有する蛍光画像を画像表示部6に表示することができる。したがって、画像表示部6を観る観察者は、生体組織A内の蛍光物質の存在する部位、蛍光物質の濃度の大小を正しく判断することができる。

【0070】

また、低コヒーレンス光 $L_3$ を用いて距離の計測を行うので、距離の計測に使用される光学系と、画像取得のために使用される光学系とを共有することができ、装置をコンパクトに構成することができるという利点もある。

【0071】

なお、本実施形態においては、カバーガラス13の先端面13aにおいて反射して戻る基準光 $L_6$ を検出することとしたが、図4に示されるように、カバーガラス13の先端面13aに反射膜30を形成しておき、さらに積極的に基準光 $L_6$ を反射させて戻すこととしてもよい。これにより、カバーガラス13の先端面13aにおいて反射して戻る基準光 $L_6$ の強度を増大させ、より正確に先端面13aの位置を検出することが可能となる。

【0072】

また、本実施形態においては、カバーガラス13の先端面13aにおいて反射して戻る基準光 $L_6$ を検出することとしたが、これに代えて、カバーガラス13の先端面13aから既知の距離だけ離れた位置に反射膜等の反射部材(図示略)を配置して、その反射部材において反射して戻る基準光 $L_6$ を検出することで、カバーガラス13の先端面13aと生体組織A表面との距離を換算することとしてもよい。

【0073】

また、生体組織Aから戻る白色光 $L_1$ 、蛍光 $L_2$ および計測光 $L_5$ の全てをイメージガイド12を介して検出部4まで伝播させた後に、検出部4内において検出することとしたが、これに代えて、図5に示されるように、計測光 $L_5$ のみを検出部4内まで戻して検出し、白色光 $L_1$ および蛍光 $L_2$ については、挿入部3の先端近傍に配置したダイクロイックミラー31によって分岐した後に、同じく挿入部3の先端近傍に配置した撮像素子32により撮像することとしてもよい。図中、符号33は励起光 $L_{ex}$ をカットするバリアフィルタである。

【0074】

取得された白色光 $L_1$ の実画像情報 $S_5$ および蛍光 $L_2$ の蛍光画像の輝度情報 $S_3$ は、電気信号として体外に出力され、距離演算補正部28には蛍光画像の輝度情報 $S_3$ 、画像合成部29には白色光 $L_1$ の実画像情報 $S_5$ が入力される。また、光源装置2に複数のフィルタを備えたフィルタターレット(図示略)を用意し、面順次式に画像情報を取得することとしてもよい。

【0075】

また、図6に示されるように、距離計測用の光学系を画像取得用の光学系と完全に分離して、低コヒーレンス光源20からシングルモードファイバのような光ファイバ(計測光学系)34を介して導いた計測光 $L_5$ を、画像取得用の対物レンズ11とは別個の対物レンズ35によって生体組織A表面に照射し、同表面において反射して戻る計測光 $L_5$ を参照光 $L_4$ と干渉させることにより距離を測定することとしてもよい。この場合、計測光 $L_5$ 検出用の干渉画像撮像素子36は、例えば、フォトダイオード等の光検出器でよい。このようにすることで、距離計測の分解能を向上することができる。

【0076】

また、この場合に、図7に示されるように、光ファイバ34の先端から出射される計測光 $L_5$ を2次元的に走査する、スキャンミラーのような光走査装置37を配置しておくこ

10

20

30

40

50

とにより、挿入部 3 の先端面と生体組織 A の表面との間の距離の 2 次元的な計測を行うことが可能となる。ミラー制御装置 27 の作動により、光走査装置 37 の走査位置が制御され、その位置情報  $S_6$  も距離演算補正部 28 に送られることで、対応する位置における挿入部 3 の生体組織 A との距離を精度よく演算することができる。

【0077】

また、図 8 に示されるように、挿入部 3 の先端に、低コヒーレンス光源 20、ビームスプリッタ 21、干渉画像撮像素子 36、スキャニングミラー 25 およびミラー移動装置 26 を配置することができれば、計測光  $L_5$  を長い距離にわたって伝播させる必要がない。また、検出される画像情報  $S_2$ 、 $S_3$ 、 $S_5$  を全て電気信号として体外に取り出すことが可能となる。

10

【0078】

また、図 7 においては、計測光  $L_5$  のみをシングルモードファイバのような光ファイバ 34 により伝播することとしたが、これに代えて、図 9 に示されるように、白色光  $L_1$ 、励起光  $L_{ex}$  および計測光  $L_5$  の全てをシングルモードファイバのような光ファイバ 34 によって挿入部 3 の先端まで導き、挿入部 3 の先端に配置したスキャンミラーのような光走査装置 37 によって 2 次元的に走査することとしてもよい。このようにすることで全ての光学系を共通化することができ、コンパクトに構成することができるという利点がある。

【0079】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置 40 について、図 10 を参照して以下に説明する。

20

なお、本実施形態の説明において上述した第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0080】

本実施形態に係る内視鏡観察装置 40 は、図 10 に示されるように、参照光光路長調節部 41 の構成において第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 と相違している。

本実施形態においては、参照光光路長調節部（光路長調節部）41 は、ファイババンドル 24 により伝播された参照光  $L_4$  を複数に分岐する複数のビームスプリッタ（参照光分岐部）42、43 およびミラー 44 と、分岐された複数の参照光  $L_4$  をそれぞれ反射する複数のスキャニングミラー 25 と、これらスキャニングミラー 25 を移動させる複数のミラー移動機構 26 と、挿入部 3 側から戻ってビームスプリッタ 21 を透過した計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を複数に分岐する複数のビームスプリッタ 45、46 およびミラー 47 と、これらのビームスプリッタ 42、43、45、46 により分岐された複数対の参照光  $L_4$ 、計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を合波する複数のビームスプリッタ 48～50 と、これらビームスプリッタ 48～50 により合波された複数対の参照光  $L_4$ 、計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を検出する複数の干渉画像撮像素子 23 とを備えている。図中、符号 51 は、屈折率 1.5～1.8 程度のガラスからなる実質光路長延長用のガラス板である。

30

【0081】

ビームスプリッタ 21 によって分岐された計測光  $L_5$  が、イメージガイド 12 を介して生体組織 A の表面に照射され、反射し、イメージガイド 12 を介して戻り、第 1 のダイクロイックミラー 16 およびビームスプリッタ 21 を透過し、各ビームスプリッタ 45、46 あるいはミラー 47 によって反射されて各ビームスプリッタ 48～50 に到達するまでの光路長は、それぞれ相違するように設定されている。また、ビームスプリッタ 21 によって分岐された参照光  $L_4$  が、ファイババンドル 24 を透過して各ビームスプリッタ 42、43 あるいはミラー 44 により反射され、ビームスプリッタ 48～50 を透過して各スキャニングミラー 25 により折り返され、各ビームスプリッタ 48～50 に到達するまでの光路長は、同一のビームスプリッタ 48～50 に到達する計測光  $L_5$  の光路長とほぼ同等に設定されている。

40

【0082】

そして、各スキャニングミラー 25 により調節される参照光  $L_4$  の光路長範囲は、それ

50



ぞれ、隙間をあけずに隣接するように設定されている。各スキャニングミラー 25 により調節される参照光  $L_4$  の光路長範囲は、重複することなく隣接していてもよく、重複する範囲を有していてもよい。

【0083】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 40 によれば、複数の干渉画像撮像素子 23 を備えることによって、挿入部 3 先端から生体組織 A 表面までの距離の計測範囲を複数の干渉画像撮像素子 23 に分担することができる。したがって、各々のスキャニングミラー 25 による参照光  $L_4$  の光路長調節範囲を増大させることなく、距離の計測範囲を拡大することができる。その結果、スキャニングミラー 25 の移動範囲が少なく済み、距離の計測に要する時間を短縮することができ、画像処理を高速化することができるという利点がある。

10

【0084】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡観察装置 60 について、図 11 を参照して以下に説明する。

なお、本実施形態の説明において上述した第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置 40 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0085】

本実施形態に係る内視鏡観察装置 60 も、図 11 に示されるように、参照光光路長調節部 61 の構成において第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置 40 と相違している。

本実施形態においては、参照光光路長調節部（光路長調節部）61 は、ファイババンドル 24 により伝播された参照光  $L_4$  を複数の分岐する複数のビームスプリッタ 62, 63 およびミラー 64 と、分岐された複数の参照光  $L_4$  をそれぞれ別個の周波数に変調する光変調器 65 ~ 67 と、変調された複数の参照光  $L_4$  をそれぞれ反射する複数のスキャニングミラー 25 と、これらスキャニングミラー 25 を移動させる複数のミラー移動機構 26 と、干渉画像撮像素子 23 からの出力信号を周波数解析するスペクトラムアナライザ（周波数検出部）68 と、該スペクトラムアナライザ 68 による周波数解析結果  $S_7$  に応じて、干渉を生じた参照光  $L_4$  を特定する参照光特定部 69 とを備えている。図中符号 70 はフィルタである。

20

【0086】

ビームスプリッタ 21 によって分岐された参照光  $L_4$  が、ファイババンドル 24 を透過して各ビームスプリッタ 62, 63 あるいはミラー 64 により反射され、各光変調器 65 ~ 67 を透過して各スキャニングミラー 25 により折り返されて同じ光路を戻り、再度ビームスプリッタ 21 に到達するまでの光路長は、それぞれ相違するように設定されている。また、各スキャニングミラー 25 により調節される参照光  $L_4$  の光路長範囲は、それぞれ、隙間をあけずに隣接するように設定されている。各スキャニングミラー 25 により調節される参照光  $L_4$  の光路長範囲は、重複することなく隣接していてもよく、重複する範囲を有していてもよい。

30

【0087】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 60 によれば、ビームスプリッタ 21 によって分岐され、ファイババンドル 24 を通過した参照光  $L_4$  は、ビームスプリッタ 62, 63 あるいはミラー 64 によって反射されることにより、複数の、例えば、3 つに分岐され、それぞれ光変調器 65 ~ 67 によって別個の周波数に変調される。その後、複数の参照光  $L_4$  は、それぞれ別個のスキャニングミラー 25 により反射され、同一経路を戻る。その過程において、複数の参照光  $L_4$  は各ビームスプリッタ 62, 63 によって合波され、ファイババンドル 24 を透過してビームスプリッタ 21 に到達する。そして、合波された参照光  $L_4$  はビームスプリッタ 21 において、挿入部 3 側から戻ってきた計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  と合波されて、干渉画像撮像素子 23 により検出される。

40

【0088】

したがって、干渉画像撮像素子 23 に到達する参照光  $L_4$  には、複数のスキャニングミラー 25 で反射され、光路長の異なる複数の光路を伝播してきた参照光  $L_4$  が合成されて

50

いる。本実施形態においては、各光路を通過する参照光  $L_4$  を別個の周波数に変調し、干渉画像撮像素子 23 によって検出された後に、スペクトラムアナライザ 68 により周波数解析するので、参照光特定部 69 において、スペクトラムアナライザ 68 により周波数解析された干渉画像がどの周波数にピークを有するかを判定することにより、干渉を生じた参照光  $L_4$  を容易に特定することができる。

#### 【0089】

そして、参照光特定部 69 により特定された参照光  $L_4$  の光路に配されていたスキャニングミラー 25 の位置情報  $S_1$  に基づいて、挿入部 3 の先端面と生体組織 A 表面との距離を精度よく計測することができる。

このように、本実施形態に係る内視鏡観察装置 60 によれば、第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置 40 と同様に、各スキャニングミラー 25 の移動範囲を増大させることなく、距離の計測範囲を大幅に拡大することができるという利点がある。さらに、計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を分岐せず、また、単一の干渉画像撮像素子 23 により検出するので、第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置 40 よりも簡易な構造として、装置の小型化を図ることができる。

#### 【0090】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る内視鏡観察装置 80 について、図 12 を参照して以下に説明する。

なお、本実施形態の説明において上述した第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

#### 【0091】

本実施形態に係る内視鏡観察装置 80 は、図 12 に示されるように、細長い挿入部 3 の鉗子チャンネル 81 に挿入されるプローブ 82 と、該プローブ 82 と検出部 4 とを接続するシングルモードファイバのような光ファイバ（計測光学系）83 とを備えている。

プローブ 82 の先端側には、光軸を  $90^\circ$  屈曲させるミラー（投光部、受光部）84 が備えられている。また、プローブ 82 には、該プローブ 82 をその軸線回りに  $360^\circ$  回転させる回転装置 85 と、該回転装置 85 を制御するプローブ制御装置 86 とが備えられている。

#### 【0092】

検出部 4 には、励起光  $L_{ex}$  を発する励起光源 87 と、該励起光源 87 からの励起光  $L_{ex}$  を前記光ファイバ 83 に入射させる第 1 のダイクロイックミラー 88 と、プローブ 82 から戻ってくる蛍光  $L_2$  を分岐する第 2 のダイクロイックミラー 89 と、蛍光  $L_2$  を検出する光検出器 90 と、距離計測部 15 とが備えられている。

#### 【0093】

光検出器 90 は、蛍光  $L_2$  の輝度を検出する、例えばフォトダイオードからなり、プローブ 82 先端のミラー 84 の各回転角度位置毎に取得された蛍光  $L_2$  の輝度情報  $S_3$  と、そのときのミラー 84 の回転角度位置情報  $S_8$  とを用いて、全周にわたる帯状の画像を取得することができるようになっている。また、体腔 B 内に挿入した挿入部 3 全体をその軸線方向に移動させることにより、あるいは、図 10 に示されるように、挿入部 3 に対してプローブ 82 を軸線方向に移動させる移動機構 91 の作動により、全周にわたる帯状の画像を軸線方向にずらしながら複数取得することができ、軸線方向に広い範囲にわたる蛍光画像を取得することとしてもよい。

#### 【0094】

また、距離計測部 15 は、図 1 と同様であるが、参照光  $L_4$  の光路長を確保するためのファイババンドル 24 に代えて、実質光路長延長用のガラス板 92 を配置することにより、コンパクトな構成を採用している。さらに、距離計測部 15 の検出器 93 も、例えば、フォトダイオードにより構成されている。また、ガラス板 92 とスキャニングミラー 25 との間には光変調器 94 が設けられている。

光変調器 94 としては、音響光学変調器（AOM）や、電気光学変調器（EOM）等が用いられる。光変調器 94 は、参照光  $L_4$  の周波数を変化させて、参照光  $L_4$  の周波数を

10

20

30

40

50

計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  の周波数と異ならせることにより、参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  とが合波された光に、うなり（ビート）を生じさせる機能を有するものである。このうなりの周波数は、参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  の干渉に係る信号成分から分離できるようにするため、合波された光に含まれる最大の周波数成分の2倍以上に設定されることが好ましい。すなわち、参照光  $L_4$  の周波数変化の値は、合波された光の最大の周波数成分の2倍以上であることが好ましい。ここで、合波された光の最大の周波数成分は、スキャニングミラー 25 のスキャニング周波数と、取得される被検体の断層像の深さ方向の幅と、分解能の値の逆数とをそれぞれ乗じた値に比例するものである。この光変調器 94 は、計測光  $L_5$  の光路中に設けられていてもよい。また、画像処理部 5 には、距離演算補正部 28 の干渉輝度情報  $S_2$  の入力側に、干渉輝度情報  $S_2$  からうなりの周波数の信号を抽出するバンドパスフィルタ（図示略）が設けられている。

10

#### 【0095】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 80 によれば、励起光源 87 から発せられた励起光  $L_x$  は、第1のダイクロイックミラー 88 により反射されて光ファイバ 83 に入射される。光ファイバ 83 に入射された励起光  $L_x$  は、光ファイバ 83 を伝播してプローブ 82 に入射され、プローブ 82 先端のミラー 84 によって  $90^\circ$  屈曲されて側方に向けて出射され、側方に配置されている体腔 B の内壁面に照射される。

#### 【0096】

励起光  $L_x$  を照射されることにより発生した蛍光  $L_2$  は、プローブ 82 先端のミラー 84 を介して光ファイバ 83 内に戻り、光ファイバ 83 を伝播した後に、第1のダイクロイックミラー 88 を透過し、第2のダイクロイックミラー 89 により反射されて光検出器 90 により検出される。光検出器 90 により蛍光  $L_2$  が検出されることにより発生される輝度情報  $S_3$  は、同時にプローブ制御装置 86 から出力されるプローブ 82 の回転角度位置情報  $S_8$  とともに距離演算補正部 28 に送られる。

20

#### 【0097】

一方、距離計測部 15 においては、参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  とが合波された光が検出器 93 により検出されることにより、検出器 93 から発せられる干渉輝度情報  $S_2$  もスキャニングミラー 25 の位置情報  $S_1$  とともに距離演算補正部 28 に送られて、プローブ 82 の先端面と体腔 B の内壁面との距離が演算される。ここで、参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  とが合波された光は、光変調器 94 による参照光  $L_4$  の周波数変化に起因したうなり（ビート）を有するので、検出器 93 から発せられる干渉輝度情報  $S_2$  はうなりが生じた状態で画像処理部 5 に入力され、バンドパスフィルタによりうなりの周波数成分が抽出された後に、距離演算補正部 28 に送られて距離の演算に用いられる。

30

#### 【0098】

したがって、距離演算補正部 28 においては、光検出器 90 による蛍光の輝度情報  $S_3$  が、演算された距離に基づいて補正されて、画像合成部 29 に蓄積される。そして、プローブ 82 を  $360^\circ$  回転させる間に各回転角度位置において取得された蛍光  $L_2$  の輝度情報  $S_3$  が、その都度演算された距離に基づいて補正された後に、画像合成部 29 に蓄積されることにより、全周にわたる帯状の、正しい輝度を有する蛍光画像情報が生成されることになる。

40

また、図 13 に示される移動機構 91 により、プローブ 82 を軸線方向に移動させることとすれば、軸線方向にも所定の範囲におよぶ蛍光画像を取得することができる。

また、バンドパスフィルタにより、干渉輝度情報  $S_2$  から光変調器 94 により発生したうなりの周波数成分が抽出されるので、干渉輝度情報  $S_2$  から参照光  $L_4$  と計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  の干渉に係る信号成分のみを抽出して、その他のノイズ成分を除去することができる。

#### 【0099】

なお、本実施形態においては、先端にミラー 84 を備えたプローブ 82 を軸線回りに回転させることとしたが、これに代えて、図 14 に示されるように、光ファイバ 83 を固定

50

し、該光ファイバ 83 の端面に対向して、傾斜配置したミラー 84 を、例えば、中空モータ 95 のようなアクチュエータによって軸線回りに回転させる様にしてもよい。

さらに、図 15 に示されるような円錐状のミラー 96 をファイババンドル 83 の先端面に対向して配置し、全周にわたる蛍光画像を一度に取得することとしてもよい。

また、挿入部 3 を有しない観察装置（図示略）に適用することにしてもよい。

#### 【0100】

次に、本発明の第 5 の実施形態に係る内視鏡観察装置 100 について、図 16 および図 17 を参照して以下に説明する。

なお、本実施形態の説明において、上述した第 4 の実施形態に係る内視鏡観察装置 80 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

10

#### 【0101】

本実施形態に係る内視鏡観察装置 100 は、図 16 に示されるように、細長い挿入部 3 の鉗子チャネル 81 に挿入されるプローブ 82 と、検出部 4 からの光をプローブ 82 に伝播する光ファイバ 83 と、図 17 に示されるように、前記プローブ 82 の長手方向の途中位置に配されている光ファイバ 83 の先端面に設けられた半透過膜（基準光分岐手段）101 とを備えている。

#### 【0102】

該半透過膜 101 は、低コヒーレンス光源 20 から出射されて光ファイバ 83 に導光された低コヒーレンス光  $L_3$  のうち、一部の光を基準光  $L_6$  として分岐するとともに、残りを計測光  $L_5$  として透過し被検体である体腔 B へ導光するようになっている。図 16 および図 17 に示す例では、半透過膜 101 が光ファイバ 83 の先端面に設けられているが、図 18 に示されるように、計測光学系がリレーレンズ系を有する場合等には、参照光分岐手段として、ハーフミラー 102 を計測光学系の光路中に設けるようにしてもよい。図中、符号 103 はコリメートレンズ、符号 104 はカップリングレンズである。

20

#### 【0103】

距離計測部 15 は、低コヒーレンス光源 20 と、該低コヒーレンス光源 20 から出射された低コヒーレンス光  $L_3$  を反射して光ファイバ 83 に導光する一方、光ファイバ 83 から戻る計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を透過させる第 1 のビームスプリッタ 105 と、該第 1 のビームスプリッタ 105 を透過した計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を、第 1、第 2 の 2 つの干渉光路  $L_A$ 、 $L_B$  に分岐する第 2 のビームスプリッタ（干渉用光分岐手段：光結合部）106 と、第 1 の干渉光路  $L_A$  に設けられ、これら 2 つの干渉光路  $L_A$ 、 $L_B$  の光路長差を調節する光路長差調節部 107 と、第 2 の干渉光路  $L_B$  に設けられ、計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を反射して折り返すミラー 108 と、第 2 のビームスプリッタ 106 に戻って合波された計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を検出する検出器 109 とが備えられている。

30

#### 【0104】

前記光路長差調節部 107 は、第 2 のビームスプリッタ 106 により第 1 の干渉光路  $L_A$  に分岐された計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  を第 2 のビームスプリッタ 106 に戻すスキヤニングミラー 25 と、該スキヤニングミラー 25 を第 1 の干渉光路  $L_A$  に沿う方向に移動させるミラー移動機構（ミラー移動装置）26 と、該ミラー移動機構 26 を制御し、スキヤニングミラー 25 の位置情報  $S_1$  を出力するミラー制御装置 27 とを備えている。

40

#### 【0105】

スキヤニングミラー 25 は、第 2 のビームスプリッタ 106 との間の光路長  $D_1$  が、第 2 のビームスプリッタ 106 からミラー 108 までの光路長  $D_2$  と等しくなる位置と、光路長  $D_2$  に対して半透過膜 101 からミラー 84 を介して体腔 B の内表面までの光路長  $D_3$  だけ長くなる位置との間を往復できるようになっている。これにより、半透過膜 101 と体腔 B の内表面との間の光路長  $D_3$  を、第 1 の干渉光路  $L_A$  の光路長  $D_1$  と第 2 の干渉光路  $L_B$  の光路長  $D_2$  との差に置き換えて計測することができるようになっている。

#### 【0106】

すなわち、ミラー移動機構 26 の作動により、スキヤニングミラー 25 を位置調節する

50

ことによって、第1の干渉光路 $L_A$ の光路長 $D_1$ と第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ との光路長差が、半透過膜101からミラー84を介して体腔Bの内表面までの光路長 $D_3$ に精度よく一致したときに、第1の干渉光路 $L_A$ を通して第2のビームスプリッタ106に戻った基準光 $L_6$ と、第2の干渉光路 $L_B$ を通して第2のビームスプリッタ106に戻った計測光 $L_5$ とが干渉するようになっている。また、2つの干渉光路 $L_A$ 、 $L_B$ の光路長 $D_1$ 、 $D_2$ が精度よく一致したときに、2つの干渉光路 $L_A$ 、 $L_B$ を通った基準光 $L_6$ どうしが干渉するようになっている。そして、干渉が生じたときには、検出器109により検出される光強度にピークを生ずるようになっている。

#### 【0107】

第2のビームスプリッタ106とミラー108との間の第2の干渉光路 $L_B$ には、該第2の干渉光路 $L_B$ を通過する計測光 $L_5$ および基準光 $L_6$ の周波数を変調する光変調器110が配置されている。

光変調器110は、第2の干渉光路 $L_B$ を通った光の周波数を変化させて、第1の干渉光路 $L_A$ を通った光の周波数と異ならせることにより、第1の干渉光路 $L_A$ を通った基準光 $L_6$ と第2の干渉光路 $L_B$ を通った計測光 $L_5$ とが合波された光、および2つの干渉光路 $L_A$ 、 $L_B$ を通った基準光 $L_6$ どうしが合波された光に、うなり（ビート）を生じさせるようになっている。この光変調器110は、第1の干渉光路 $L_A$ の光路中に設けられていてもよい。また、画像処理部5には、距離演算補正部28の干渉輝度情報 $S_2$ の入力側には、干渉輝度情報 $S_2$ からうなりの周波数の信号を抽出するバンドパスフィルタ（図示略）が設けられている。

#### 【0108】

また、距離演算補正部28には第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ および半透過膜101からプローブ82の先端面まで光路長 $D_4$ を予め記憶するメモリ（図示略）が備えられている。距離演算補正部28は、第1の干渉光路 $L_A$ を通った基準光 $L_6$ と、第2の干渉光路 $L_B$ を通った計測光 $L_5$ との干渉が第2のビームスプリッタ106において生じた時点における、第1の干渉光路 $L_A$ の光路長 $D_1$ と第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ との光路長差を算出し、該光路長差からメモリに記憶されている光路長 $D_4$ を減算した値に基づいてプローブ82の先端面と体腔Bとの絶対距離を算出するようになっている。

#### 【0109】

具体的には、距離演算補正部28は、ミラー制御装置27から出力されるスキヤニングミラー25の位置情報 $S_1$ に基づいて、第1の干渉光路 $L_A$ の光路長 $D_1$ を算出するようになっている。次いで、第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ および半透過膜101からプローブ82の先端面までの光路長 $D_4$ をメモリから読み出し、算出された光路長 $D_1$ から、光路長 $D_2$ 、 $D_4$ の和を減算する処理を行うようになっている。これにより、距離演算補正部28は、プローブ82の先端面と体腔Bとの絶対距離を算出することができるようになっている。

#### 【0110】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置100の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡観察装置100によれば、励起光源87から発せられた励起光 $L_x$ は、第1のダイクロイックミラー88により反射されて光ファイバ83に入射される。光ファイバ83に入射された励起光 $L_x$ は、光ファイバ83を伝播してプローブ82に入射され、プローブ82先端のミラー84によって90°屈曲されて側方に向けて出射され、側方に配置されている体腔Bの内壁面に照射される。

#### 【0111】

励起光 $L_x$ を照射されることにより発生した蛍光 $L_2$ は、プローブ82先端のミラー84を介して光ファイバ83内に戻り、光ファイバ83を伝播した後に、第1のダイクロイックミラー88を透過し、第2のダイクロイックミラー89により反射されて光検出器90により検出される。光検出器90により蛍光 $L_2$ が検出されることにより発生される輝度情報 $S_3$ は、同時にプローブ制御装置86から出力されるプローブ82の回転角度位

10

20

30

40

50

置情報  $S_8$  とともに距離演算補正部 28 に送られる。

【0112】

また、検出部 4 の低コヒーレンス光源 20 から出射された低コヒーレンス光  $L_3$  は、第 1 のビームスプリッタ 105 により反射され、プローブ 82 内に入射される。プローブ 82 内を伝播した低コヒーレンス光  $L_3$  は、その一部が半透過膜 101 により反射されて基準光  $L_6$  となり、残りの低コヒーレンス光である計測光  $L_5$  は半透過膜 101 を透過して体腔 B の内表面に照射される。

【0113】

半透過膜 101 において反射された基準光  $L_6$  および体腔 B の内表面において反射されて戻り計測光  $L_5$  は第 1 のビームスプリッタ 105 を透過して、第 2 のビームスプリッタ 106 により、第 1、第 2 の 2 つの干渉光路  $L_A$ 、 $L_B$  に分岐される。第 1 の干渉光路  $L_A$  に導光された計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  は、光路長差調節部 107 のスキャニングミラー 25 において反射され、再び第 2 のビームスプリッタ 106 に戻る。一方、第 2 の干渉光路  $L_B$  に導光された計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  は、光変調部 110 を経て周波数が変更されてミラー 108 において反射され、再び第 2 のビームスプリッタ 106 に戻る。

10

【0114】

ここで、スキャニングミラー 25 の位置を制御して、第 1 の干渉光路  $L_A$  の光路長  $D_1$  が第 2 の干渉光路  $L_B$  の光路長  $D_2$  と半透過膜 101 から体腔 B の内表面までの光路長  $D_3$  との和に精度よく一致したとき、体腔 B の内表面において反射して第 2 の干渉光路  $L_B$  を経て第 2 のビームスプリッタ 106 に入射する計測光  $L_5$  の光路長が、半透過膜 101 において分岐されて第 1 の干渉光路  $L_A$  を経て第 2 のビームスプリッタ 106 に入射する基準光  $L_6$  の光路長と一致する。

20

【0115】

また、光路長  $D_1$  が光路長  $D_2$  に精度よく一致したとき、第 2 の干渉光路  $L_B$  を経て第 2 のビームスプリッタ 106 に入射する基準光  $L_6$  の光路長が第 1 の干渉光路  $L_A$  を経て第 2 のビームスプリッタ 106 に入射する基準光  $L_6$  の光路長と一致する。

すなわち、スキャニングミラー 25 を位置調整することによって、第 2 の干渉光路  $L_B$  を通った計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  がそれぞれ第 1 の干渉光路  $L_A$  を通った基準光  $L_6$  と第 2 のビームスプリッタ 106 において干渉する。このとき、検出器 109 により検出される光強度信号  $S_2$  にピークが発生する。したがって、スキャニングミラー 25 の位置を変化させていくと、2 カ所において光強度信号  $S_2$  にピークが発生する。

30

【0116】

距離演算補正部 28 は、スキャニングミラー 25 の位置情報  $S_1$  に基づいて、2 つのピークに対応する位置のスキャニングミラー 25 間の距離を求めることにより、半透過膜 101 から体腔 B の内表面までの光路長  $D_3$  を算出する。次いで、距離演算補正部 28 は、半透過膜 101 からプローブ 82 の先端面までの光路長  $D_4$  をメモリから読み出し、算出された光路長  $D_3$  から光路長  $D_4$  を減算する処理を行う。これにより、距離演算補正部 28 は、プローブ 82 の先端面と体腔 B の内表面との絶対距離を演算する。

【0117】

このようにして、プローブ 82 の先端面と体腔 B の内表面との絶対距離が演算されると、距離演算補正部 28 においては、光検出器 90 による蛍光  $L_2$  の輝度情報  $S_3$  が、演算された絶対距離に基づいて補正されて画像生成部 29 に蓄積される。そして、プローブ 82 を  $360^\circ$  回転させる間に各回転角度位置において取得された蛍光  $L_2$  の輝度情報  $S_3$  が、その都度演算された距離に基づいて補正された後に、画像生成部 29 に蓄積されることにより、全周にわたる帯状の、正しい輝度を有する蛍光画像情報が生成されることになる。

40

また、バンドパスフィルタにより、干渉輝度情報  $S_2$  から光変調器 94 により発生したうなりの周波数成分が抽出されるので、干渉輝度情報  $S_2$  から第 2 の干渉光路  $L_B$  を通った計測光  $L_5$  および基準光  $L_6$  と第 1 の干渉光路  $L_A$  を通った基準光  $L_6$  との干渉に係る信号成分のみを抽出して、その他のノイズ成分を除去することができる。

50

## 【0118】

なお、上記実施形態においては、検出器109の光強度信号 $S_2$ に生ずる2つのピークに対応するスキャニングミラー25間の距離に基づいて、プローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離を求めることとしたが、これに代えて、以下の方法により算出することとしてもよい。

## 【0119】

すなわち、距離計測部15においては、スキャニングミラー25から第2のビームスプリッタ106までの光路長 $D_1$ が第2のビームスプリッタ106からミラー108までの光路長 $D_2$ と半透過膜101から体腔Bの内表面までの光路長 $D_3$ との和に精度よく一致したとき、第2の干渉光路 $L_B$ を経て第2のビームスプリッタ106に入射する計測光 $L_5$ の光路長が、第1の干渉光路 $L_A$ を経て第2のビームスプリッタ106に入射する基準光 $L_6$ の光路長と一致する。これにより、半透過膜101と体腔Bの内表面との間の光路長 $D_3$ を、光路長 $D_1$ と光路長 $D_2$ との差に置き換えて計測することができる。

10

## 【0120】

したがって、光路長 $D_2$ および光路長 $D_4$ が既知であれば、プローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離を求めるには、スキャニングミラー25から第2のビームスプリッタ106までの光路長 $D_1$ のみを算出すればよい。この場合、スキャニングミラー25は光路長 $D_1$ が光路長 $D_2$ と光路長 $D_3$ との和に精度よく一致する位置にのみ配置される。また、光路長 $D_2$ および光路長 $D_4$ の情報は、距離演算補正部28に設けられたメモリ(図示略)に保存されている。

20

## 【0121】

この構成によれば、スキャニングミラー25は第2の干渉光路 $L_B$ を通った計測光 $L_5$ が、第1の干渉光路 $L_A$ を通った基準光 $L_6$ と第2のビームスプリッタ106において干渉するように、位置調整される。このとき、検出器109において検出される光強度信号 $S_2$ にピークが発生する。検出器109から発せられる光強度信号 $S_2$ は、スキャニングミラー25の位置情報 $S_1$ とともに距離演算補正部28に送られる。

距離演算補正部28は、第1の干渉光路 $L_A$ を通った基準光 $L_6$ と第2の干渉光路 $L_B$ を通った計測光 $L_5$ との干渉が第2のビームスプリッタ106において生じた時点の2つの干渉光路 $L_A$ 、 $L_B$ の光路長差を算出する。

30

## 【0122】

具体的には、距離演算補正部28は、第2の干渉光路 $L_B$ を通った計測光 $L_5$ と第1の干渉光路 $L_A$ を通った基準光 $L_6$ とが干渉した時点のスキャニングミラー25の位置情報 $S_1$ に基づいて、第1の干渉光路 $L_A$ の光路長 $D_1$ を算出する。また、距離演算補正部28は第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ と半透過膜101からプローブ82の先端面までの光路長 $D_4$ とをメモリから読み出し、算出された光路長 $D_1$ から光路長 $D_2$ と光路長 $D_4$ との和を減算する処理を行う。これにより、距離演算補正部28は、プローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離を求めることができる。

## 【0123】

このようにすることで、1つのスキャニングミラー25の位置情報 $S_1$ のみを検出することにより、プローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離を算出でき、スキャニングミラー25の動作範囲をより限定することができる。したがって、絶対距離の算出をより簡便に行うことができるという利点がある。

40

## 【0124】

また、本実施形態においては、半透過膜101をプローブ82の長手方向の途中位置に配置されている光ファイバ83の先端面に配置したが、これに代えて、プローブ82の先端面に配置してもよい。

このようにすることで、2つの干渉光路 $L_A$ 、 $L_B$ の光路長 $D_1$ 、 $D_2$ の差をプローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離に一致させることができ、距離演算補正部28のメモリに、第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ のみを記憶しておけば、上記絶対距離を演算することができる。したがって、光路長 $D_4$ をメモリに記憶しておく必要がなく、演

50

算処理を簡易化することができる。

【0125】

また、本実施形態においては、光路長差調節部107を第1の干渉光路 $L_A$ に設けたが、これに代えて、第2の干渉光路 $L_B$ に設けることとしてもよい。

【0126】

また、図16の内視鏡観察装置100において、半透過膜101を参照光 $L_4$ を分岐するために用い、プローブ82の先端面（例えば、カバーガラスの先端面）において反射して戻る基準光 $L_6$ を用いてプローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離を演算することとしてもよい。

【0127】

このようにすることで、2つの干渉光路 $L_A$ 、 $L_B$ には、それぞれ参照光 $L_4$ 、計測光 $L_5$ および基準光 $L_6$ が戻ることとなる。したがって、参照光 $L_4$ と計測光 $L_5$ との干渉および参照光 $L_4$ と基準光 $L_6$ との干渉が発生するときの第1の干渉光路 $L_A$ の光路長 $D_1$ の差を演算することにより、プローブ82の先端面と体腔Bの内表面との絶対距離を精度よく求めることができる。

【0128】

この場合には、第2の干渉光路 $L_B$ の光路長 $D_2$ も、参照光 $L_4$ を分岐する半透過膜101の位置情報も記憶しておく必要がなく、半透過膜101やミラー108の取り付け精度も厳しくなくて済むので、簡易に製造でき、演算処理も簡易化することができる。

さらに、このようにすることで、体腔Bの内表面から戻る計測光 $L_5$ やプローブ82の先端面から戻る基準光 $L_6$ の強度が低い場合においても、これらの計測光 $L_5$ や基準光 $L_6$ と干渉する参照光 $L_4$ の強度を高めておくことで、強度の高い干渉光を得ることが可能となり、絶対距離の演算精度を高めることができるという利点がある。

【0129】

また、このように構成することにより、図1のように検出部4内に、比較的長い参照光 $L_4$ の光路を確保する場合と比較すると、参照光 $L_4$ の光路をプローブ82内に配置することができるので、検出部4を小型化し、内視鏡観察装置100の小型化を図ることができるという利点もある。

【図面の簡単な説明】

【0130】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡観察装置を示す全体構成図である。

【図2】図1の内視鏡観察装置の挿入部の先端に配置されるカバーガラスを示す縦断面図である。

【図3】図1の内視鏡観察装置の干渉画像撮像素子により取得されるミラー位置と光強度との関係を示す図である。

【図4】図2のカバーガラスの変形例である。

【図5】図1の内視鏡観察装置の第1の変形例を示す全体構成図である。

【図6】図1の内視鏡観察装置の第2の変形例を示す全体構成図である。

【図7】図1の内視鏡観察装置の第3の変形例を示す全体構成図である。

【図8】図1の内視鏡観察装置の第4の変形例を示す挿入部の縦断面図である。

【図9】図1の内視鏡観察装置の第5の変形例を示す全体構成図である。

【図10】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡観察装置の検出部を示す模式図である。

【図11】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡観察装置の検出部を示す模式図である。

【図12】本発明の第4の実施形態に係る内視鏡観察装置を示す全体構成図である。

【図13】図12の内視鏡観察装置の第1の変形例を示す先端の図である。

【図14】図12の内視鏡観察装置の第2の変形例を示す先端の図である。

【図15】図12の内視鏡観察装置の第3の変形例を示す先端の図である。

【図16】本発明の第5の実施形態に係る内視鏡観察装置を示す全体構成図である。

【図17】図16の内視鏡観察装置の光ファイバ先端面に設けた半透過膜を示す縦断面図である。

10

20

30

40

50



【図 18】図 17 の半透過膜の変形例を示す模式図である。

【符号の説明】

【0131】

A 生体組織（被検体）

B 体腔

L<sub>A</sub> 第 1 の干渉光路

L<sub>B</sub> 第 2 の干渉光路

L<sub>1</sub> 白色光（観察光）

L<sub>2</sub> 蛍光（観察光）

L<sub>3</sub> 低コヒーレンス光

L<sub>4</sub> 参照光

L<sub>5</sub> 計測光

L<sub>6</sub> 基準光

S<sub>3</sub> , S<sub>4</sub> 蛍光画像情報（輝度情報）

1, 40, 60, 80, 100 内視鏡観察装置

3 挿入部

10 拡散レンズ（投光部）

12 イメージガイド（計測光学系）

13 カバーガラス（受光部：基準光分岐手段）

13a 先端面

15 距離計測部（距離計測手段）

20 低コヒーレンス光源

21 ビームスプリッタ（光分岐手段：光結合部）

22、41, 61 参照光光路長調節部（光路長調節部）

25 スキャニングミラー（ミラー）

26 ミラー移動機構（ミラー移動装置）

28 距離演算補正部（補正手段：距離算出部）

29 画像合成部、画像生成部（画像形成手段）

30 反射膜

42, 43 参照光分岐部

65 ~ 67 光変調器（光変調部）

68 スペクトラムアナライザ（周波数検出部）

82 プロープ（計測光学系）

101 半透過膜（基準光分岐手段、参照光分岐手段）

106 第 2 のビームスプリッタ（光結合部：干渉用光分岐手段）

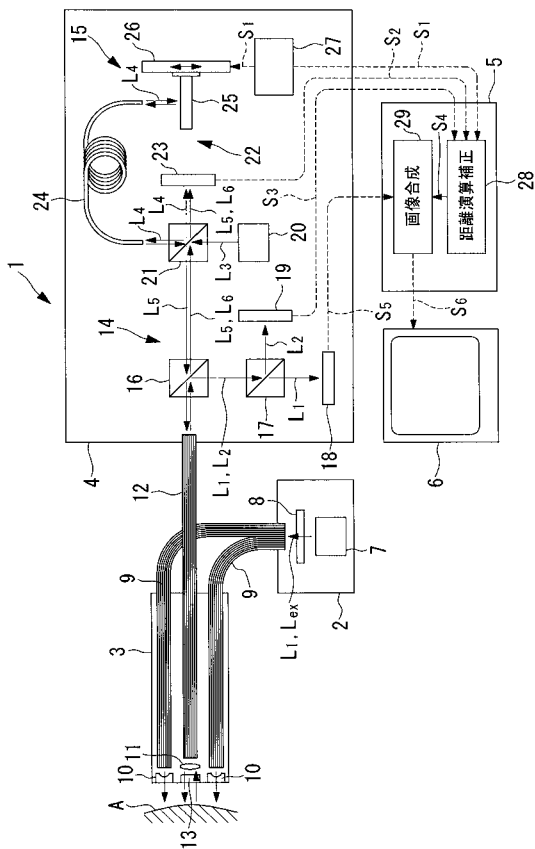
107 光路長差調節部

10

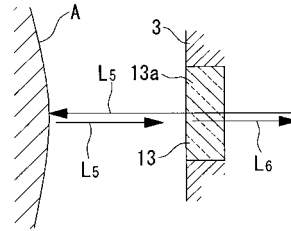
20

30

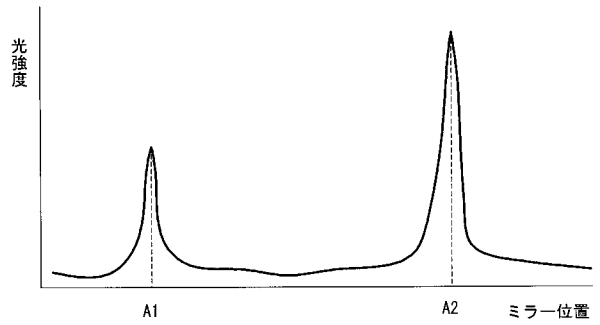
【図 1】



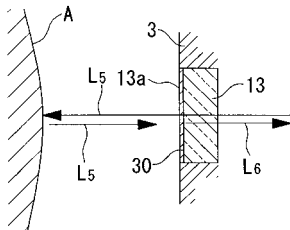
【図 2】



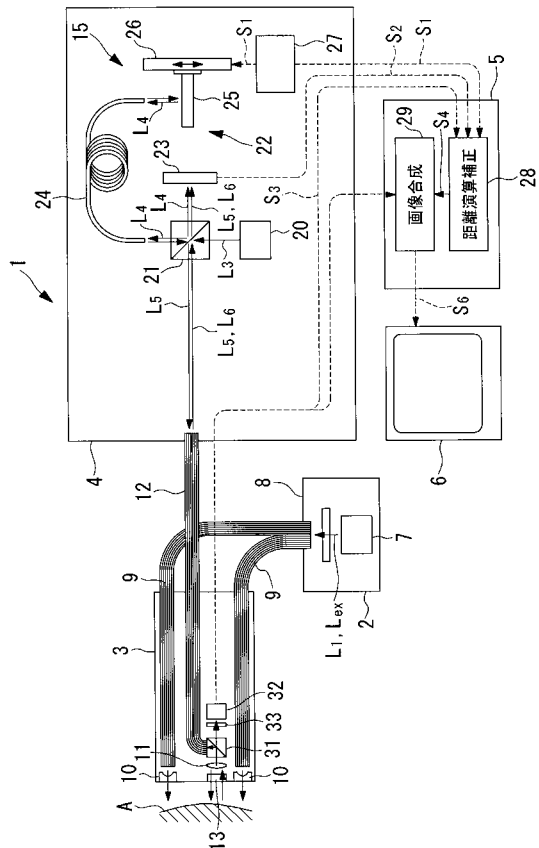
【図 3】



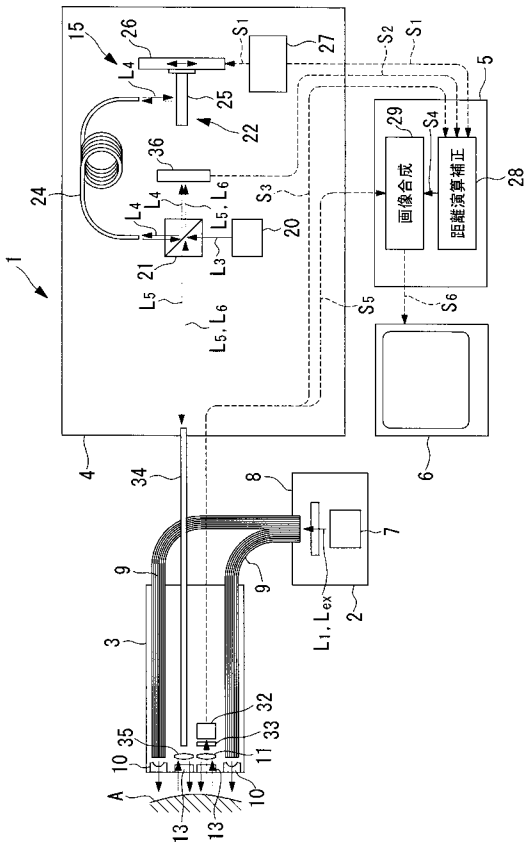
【図 4】



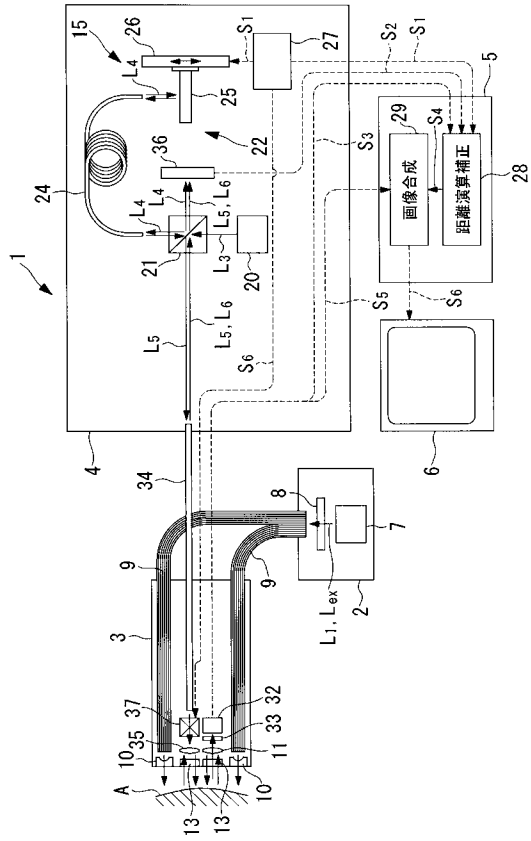
【図 5】



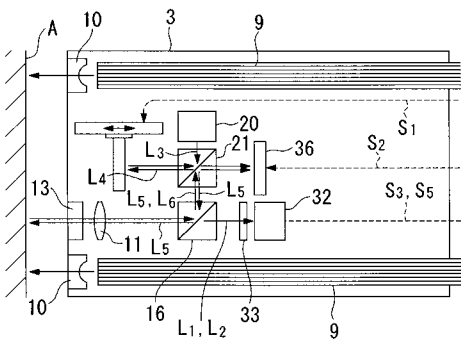
【図 6】



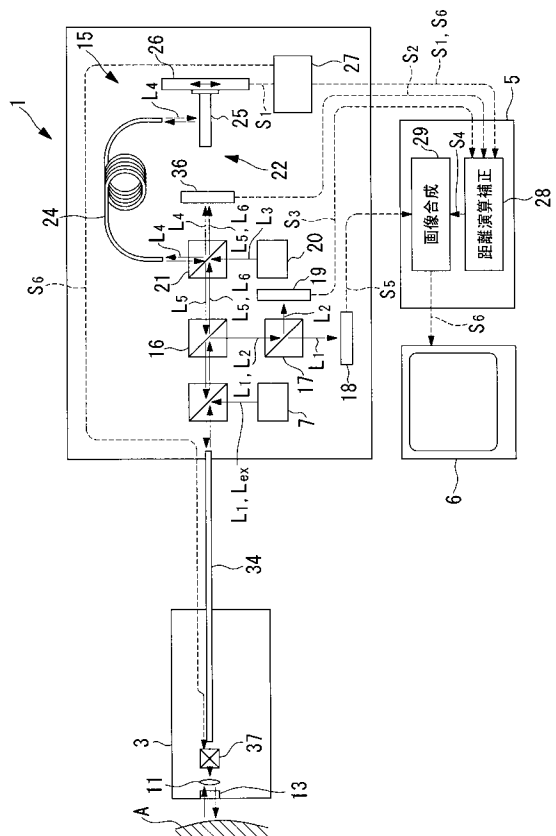
【図 7】



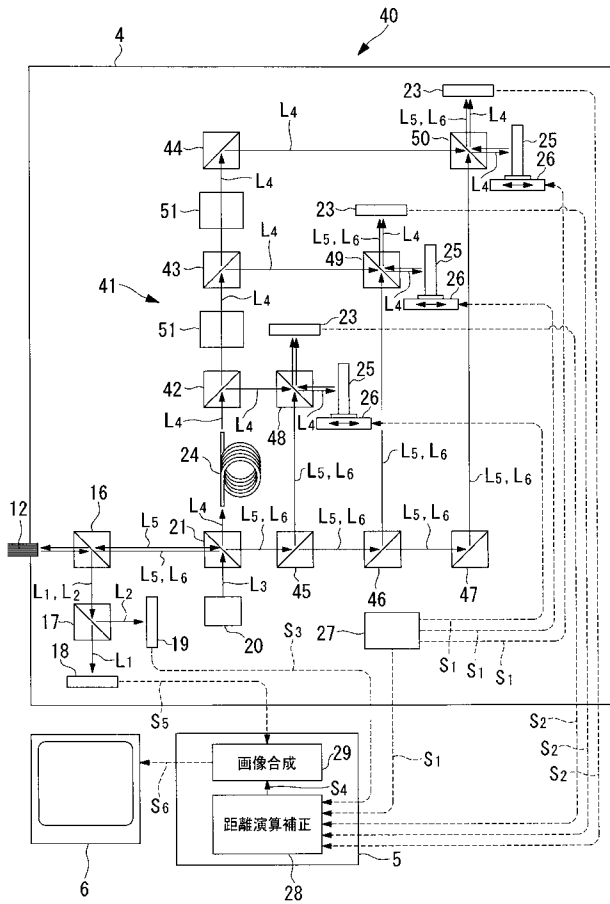
【図 8】



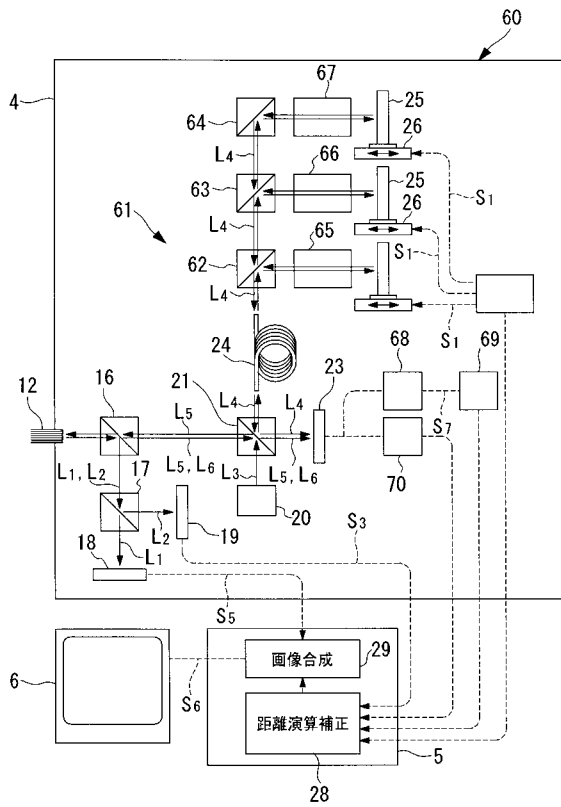
【図 9】



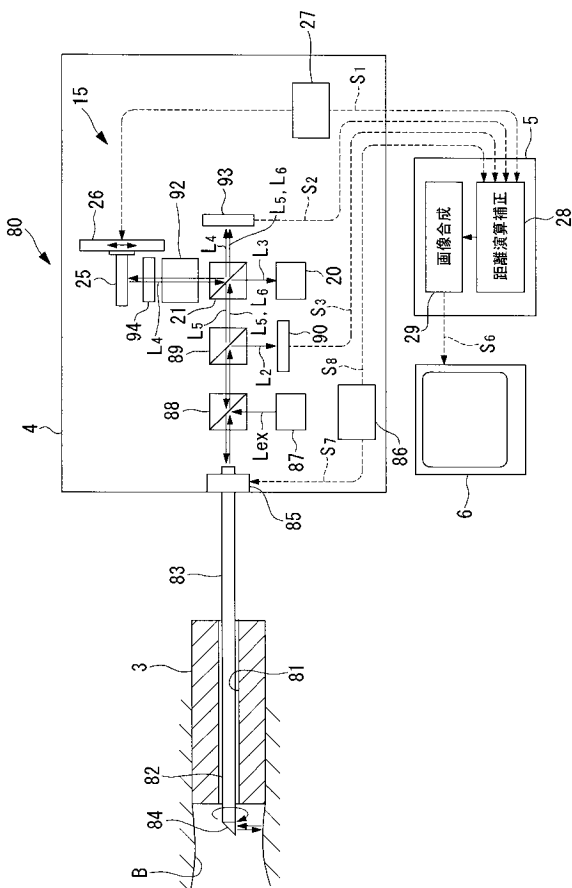
【図 10】



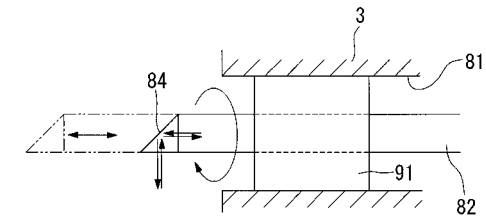
【図 11】



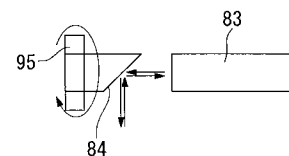
【図 12】



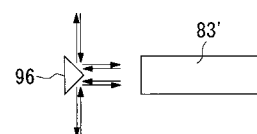
【図 13】



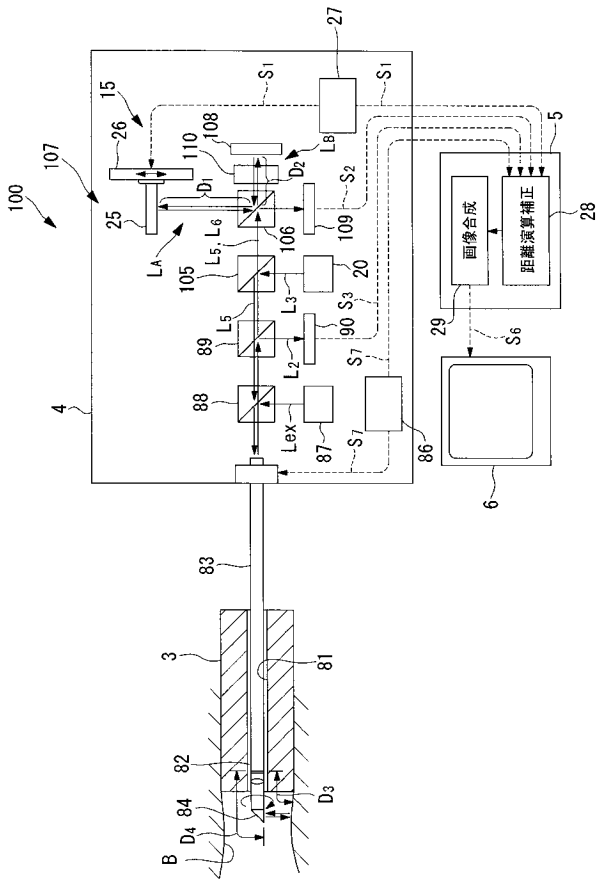
【図 14】



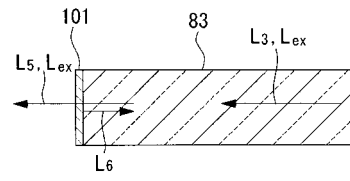
【図 15】



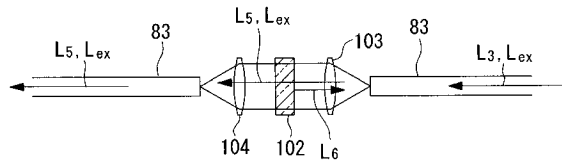
【図 16】



【図 17】



【図 18】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 FF47 HH52 HH54 JJ17 LL02 NN01  
NN05 QQ02 QQ04 QQ07 TT01 WW17

专利名称(译)	内窥镜观察装置，观察装置和内窥镜观察方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007222381A</a>	公开(公告)日	2007-09-06
申请号	JP2006046639	申请日	2006-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石原康成		
发明人	石原 康成		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01B11/00		
CPC分类号	A61B5/1076 A61B1/00165 A61B1/00183 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/07 A61B5/0062 A61B5/0066 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01B11/00.G A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/04 A61B1/045.611		
F-TERM分类号	2F065/AA06 2F065/AA20 2F065/BB08 2F065/CC16 2F065/FF52 2F065/FF67 2F065/GG02 2F065/GG03 2F065/GG24 2F065/JJ03 2F065/JJ05 2F065/JJ26 2F065/LL01 2F065/LL03 2F065/LL12 2F065/LL13 2F065/LL20 2F065/LL22 2F065/LL46 2F065/LL53 2F065/LL57 2F065/QQ23 2F065/QQ25 2F065/QQ29 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF47 4C061/HH52 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/TT01 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF47 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/TT01 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP5044126B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：准确地测量被摄体与用光照射该被摄体的投光单元的尖端之间的距离，并获得该被摄体的高精度图像。 解决方案：在被插入体腔的插入部3的前端安装有用于向被检体A照射光和从被检体A返回的观察光L1，L2的突出部10。 低相干光L3，是具有用于接收光并对由光接收单元13接收的观察光L1，L2成像的光接收单元13的内窥镜观察装置1。 距离信息测量装置15，用于基于由距离测量装置15测量的绝对距离的干扰来测量插入部3的尖端与被摄体A之间的绝对距离，以及（观察光L2的亮度信息S）。 3以校正校正装置28，并且图像形成装置29用于基于由校正装置28校正的观察光L2的亮度信息S4形成被摄体A的图像。 提供了一种内窥镜观察装置1。 [选型图]图1

