

(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2007-89840

(P2007-89840A)

(43) 公開日 平成19年4月12日(2007.4.12)

| | | |
|------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 4 C 0 6 1 |
| A 6 1 B 1/04 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 3 7 2 | |

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2005-283500 (P2005-283500) | (71) 出願人 | 000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 |
| (22) 出願日 | 平成17年9月29日 (2005.9.29) | (74) 代理人 | 100073184 弁理士 柳田 征史 |
| | | (74) 代理人 | 100090468 弁理士 佐久間 剛 |
| | | (72) 発明者 | 河野 慎一 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 フジノン株式会社内 |
| | | Fターム(参考) | 4C061 BB08 CC04 HH51 LL02 MM05 PP03 QQ03 RR14 |

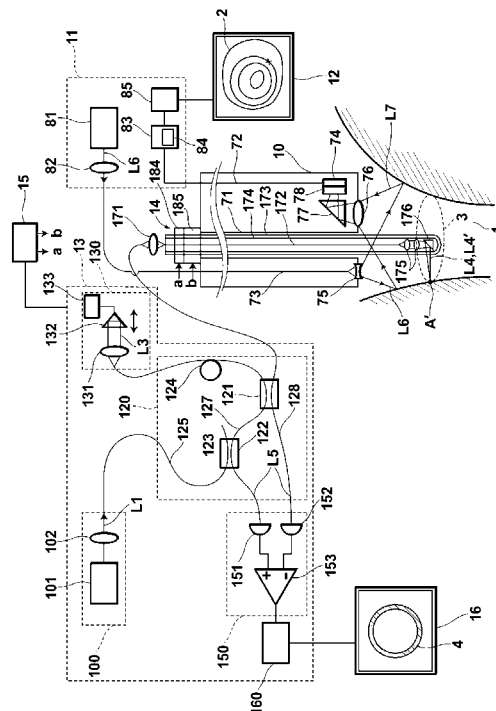
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 エイミング光を備えていない近赤外光照射装置と組合わせた場合であっても、近赤外光の照射部位を視認可能な電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 CCD撮像素子74には、600nm~750nmの波長帯域の光を透過するRフィルタと、500nm~600nmの波長帯域の光を透過するGフィルタと、400nm~500nmおよび950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するB+IRフィルタとが配置されたモザイクフィルタ78がオンチップで形成されている。画像処理部83では、Rフィルタを透過して撮像されたR画像信号と、Gフィルタを透過して撮像されたG画像信号と、B+IRフィルタを透過して撮像されたB+IR画像信号とにマトリクス演算を施し、表示用のRGBカラー画像信号を生成し、表示画像用メモリ84へ記憶し、表示タイミングに合わせてRGBカラー画像信号を出力する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置において、

被照射部位を含む被観察部へ前記近赤外光を含まない白色の照明光を照射する照明手段と、

前記近赤外光および前記照明光が照射された被観察部の光像を R (赤) 成分と、 G (緑) 成分と、 B (青) 成分と、 I R (近赤外) 成分とに色分離するフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により色分離された光像を撮像する撮像手段と、

前記 R 成分に基いた R 画像信号と、前記 G 成分に基いた G 画像信号と、前記 B 成分および I R 成分に基づいた B+I R 画像信号とから R G B カラー画像信号を生成するカラー画像信号生成手段とを有することを特長とする電子内視鏡装置。 10

【請求項 2】

前記フィルタ手段が R 成分を透過する R フィルタと、 G 成分を透過する G フィルタと、 B 成分および I R 成分を透過する B+I R フィルタとからなることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記カラー画像信号生成手段が、前記 R 画像信号と、前記 G 画像信号と、前記 B+I R 画像信号とに数値データ処理を施して、 B+I R 画像信号が強調された R G B カラー画像信号を生成するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の電子内視鏡装置。 20

【請求項 4】

近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置において、

被照射部位を含む被観察部へ前記近赤外光を含まない白色の照明光を照射する照明手段と、

前記近赤外光および前記照明光が照射された被観察部の光像を R (赤) 成分と、 G (緑) 成分と、 B (青) 成分と I R (近赤外) 成分とに色分離するフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により色分離された光像を撮像する撮像手段と、

前記 R 成分に基いた R 画像信号と、前記 G 成分および I R 成分に基いた G+I R 画像信号と、前記 B 成分に基づいた B 画像信号とから R G B カラー画像信号を生成するカラー画像信号生成手段とを有することを特長とする電子内視鏡装置。 30

【請求項 5】

前記フィルタ手段が R 成分を透過する R フィルタと、 G 成分および I R 成分を透過する G+I R フィルタと、 B 成分を透過する B フィルタとからなることを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記カラー画像信号生成手段が、前記 R 画像信号と、前記 G+I R 画像信号と、前記 B 画像信号とに数値データ処理を施して、 G+I R 画像信号が強調された R G B カラー表示画像を生成するものであることを特徴とする請求項 4 または 5 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置において、 40

被照射部位を含む被観察部へ前記近赤外光を含まない白色の照明光を照射する照明手段と、

前記近赤外光および前記照明光が照射された被観察部の光像を R (赤) 成分と、 G (緑) 成分と、 B (青) 成分と I R (近赤外) 成分とに色分離するフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により色分離された光像を撮像する撮像手段と、

前記 R 成分および I R 成分に基いた R+I R 画像信号と、前記 G 成分に基いた G 画像信号と、前記 B 成分に基づいた B 画像信号とから R G B カラー画像信号を生成するカラー画像信号生成手段とを有することを特長とする電子内視鏡装置。 50

【請求項 8】

前記フィルタ手段が R 成分および I R 成分を透過する R+I R フィルタと、G 成分を透過する G フィルタと、B 成分を透過する B フィルタとからなることを特徴とする請求項 7 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 9】

前記カラー画像信号生成手段が、前記 R+I R 画像信号と、前記 G 画像信号と、前記 B 画像信号とに数値データ処理を施して、R+I R 画像信号が強調された R G B カラー表示画像を生成するものであることを特徴とする請求項 7 または 8 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 10】

前記近赤外光照射装置が、近赤外光を被照射部位へ照射し、該被照射部位の所定深度からの反射光に基づいて、被照射部位の光断層画像を取得する光断層画像取得装置である事を特徴とする請求項 1 から 9 いずれか 1 項記載の電子内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色の照明光を被観察部へ照射し、該被観察部のカラー画像を取得する電子内視鏡に関し、特に近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、生体などの光断層画像を取得する光断層画像取得装置の開発が進められている。これらの光断層画像の取得方法としては、周波数掃引されたコヒーレンス光による光干渉を用いた方法や、低コヒーレンス光による光干渉を用いた方法等が知られている。

20

【0003】

特に、低コヒーレンス光干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定することにより、測定部の光断層画像を取得する OCT (Optical Coherence Tomography) 装置は、実用化されつつある。

【0004】

この OCT 装置は、S L D (Super Luminescent Diode) 等から成る光源から出射された低コヒーレンス光を測定光と参照光に分割し、 piezo 素子等により参照光または測定光の周波数を僅かにシフトさせ、測定光を被測定物に照射し、被照射部位からの反射光と参照光とを干渉させ、その干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定し、光断層情報を取得するものであり、参照光の光路上に配置した可動ミラー等を微小移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることにより、参照光の光路長と測定光の光路長が一致した被照射部位の所定の深度での情報を得ることができる。また測定光を照射する部位を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の領域の光断層画像を取得することができる (例えば非特許文献 1 参照)。

30

【0005】

このような OCT 装置を使用すれば、早期癌の深達度診断なども可能となるため、内視鏡装置の鉗子口に挿入可能な OCT プローブにより測定光および測定光の反射光を導光して、体腔内の光断層画像を取得する方法の開発が進められている (例えば特許文献 1 参照)。この特許文献 1 には、測定光を導光する光ファイバと、この光ファイバの先端に配設され、測定光を直角に反射するミラーを備えた OCT プローブを内視鏡の鉗子口を介して体腔内に挿入し、先端のミラーを回転させることにより、体腔壁の光断層画像を表示する OCT 装置が記載されている。

40

【0006】

このような OCT 装置では、被照射部位における光損失を抑制するために、測定光として近赤外光が使用されることが多いが、近赤外光は視認できないため、例えば He - Ne レーザ光等の可視光を同軸上に重畳して、エイミング光として使用している。

【0007】

50

また、レーザ治療機分野においても、例えばYAGレーザ光等の近赤外光が使用され、やはり可視光がエイミング光として使用されている。

【非特許文献1】OPTICS LETTER Vol.24, No19 P1358~P1360 by Andrew M Rollins and R ujchai Ung-arunyawee

【特許文献1】特開2002-200037

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

近年、実用に当たって、光断層画像取得装置等の近赤外光照射装置の小型化および構成の簡素化が望まれているが、エイミング光を近赤外光と同軸上に重畳するためには、光路上にダイクロミックミラー等の光学素子あるいは合波用のカップラー等を配置する必要があり、近赤外光照射装置の小型化および簡素化が妨げられるという問題がある。一方、エイミング光がない場合には、近赤外光の照射部位を視認できないという問題がある。

10

【0009】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、エイミング光を備えていない近赤外光照射装置と組合わせた場合であっても、近赤外光の照射部位を視認可能な電子内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の電子内視鏡装置は、近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置において、

20

被照射部位を含む被観察部へ前記近赤外光を含まない白色の照明光を照射する照明手段と、

前記近赤外光および前記照明光が照射された被観察部の光像をR(赤)成分と、G(緑)成分と、B(青)成分と、IR(近赤外)成分とに色分離するフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により色分離された光像を撮像する撮像手段と、

前記R成分に基いたR画像信号と、前記G成分に基いたG画像信号と、前記B成分およびIR成分に基づいたB+IR画像信号とからRGBカラー画像信号を生成するカラー画像信号生成手段とを有することを特長とするものである。

【0011】

30

なお、ここで「近赤外光」とは、波長が800nm以上2500nm以下の光を意味している。また、RGBカラー画像信号とは、R画像信号に基いたRカラー画像信号と、G画像信号に基いたGカラー画像信号とB+IR画像信号に基いたBカラー画像信号とを意味している。

【0012】

また、フィルタ手段は、R成分を透過するRフィルタと、G成分を透過するGフィルタと、B成分を透過するBフィルタと、IR成分を透過するIRフィルタとからなるものであってもよいし、R成分を透過するRフィルタと、G成分を透過するGフィルタと、B成分およびIR成分を透過するB+IRフィルタとからなるものであってもよい。

【0013】

40

前記カラー画像信号生成手段は、前記R画像信号と、前記G画像信号と、前記B+IR画像信号とに数値データ処理を施して、B+IR画像信号が強調されたRGBカラー画像信号を生成するものであってもよい。

【0014】

本発明の他の電子内視鏡装置は、近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置において、

被照射部位を含む被観察部へ前記近赤外光を含まない白色の照明光を照射する照明手段と、

前記近赤外光および前記照明光が照射された被観察部の光像をR(赤)成分と、G(緑)成分と、B(青)成分とIR(近赤外)成分とに色分離するフィルタ手段と、

50

前記フィルタ手段により色分離された光像を撮像する撮像手段と、

前記 R 成分に基いた R 画像信号と、前記 G 成分および I R 成分に基いた G+I R 画像信号と、前記 B 成分に基づいた B 画像信号とから R G B カラー画像信号を生成するカラー画像信号生成手段とを有することを特長とするものである。

【0015】

なお、ここで「近赤外光」とは、波長が 800 nm 以上 2500 nm 以下の光を意味している。また、R G B カラー画像信号とは、R 画像信号に基いた R カラー画像信号と、G+I R 画像信号に基いた G カラー画像信号と B 画像信号に基いた B カラー画像信号とを意味している。

【0016】

フィルタ手段は、R 成分を透過する R フィルタと、G 成分を透過する G フィルタと、B 成分を透過する B フィルタと、I R 成分を透過する I R フィルタとからなるものであってもよいし、R 成分を透過する R フィルタと、G 成分および I R 成分を透過する G+I R フィルタと、B 成分を透過する B フィルタとからなるものであってもよい。

【0017】

前記カラー画像信号生成手段は、前記 R 画像信号と、前記 G+I R 画像信号と、前記 B 画像信号とに数値データ処理を施して、G+I R 画像信号が強調された R G B カラー表示画像を生成するものであってもよい。

【0018】

本発明のさらに他の電子内視鏡装置は、近赤外光を被照射部位へ照射する近赤外光照射装置と組合わせて使用する電子内視鏡装置において、

被照射部位を含む被観察部へ前記近赤外光を含まない白色の照明光を照射する照明手段と、

前記近赤外光および前記照明光が照射された被観察部の光像を R (赤)成分と、G (緑)成分と、B (青)成分と I R (近赤外)成分とに色分離するフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により色分離された光像を撮像する撮像手段と、

前記 R 成分および I R 成分に基いた R+I R 画像信号と、前記 G 成分に基いた G 画像信号と、前記 B 成分に基づいた B 画像信号とから R G B カラー画像信号を生成するカラー画像信号生成手段とを有することを特長とするものである。

【0019】

なお、ここで「近赤外光」とは、波長が 800 nm 以上 2500 nm 以下の光を意味している。また、R G B カラー画像信号とは、R+I R 画像信号に基いた R カラー画像信号と、G 画像信号に基いた G カラー画像信号と B 画像信号に基いた B カラー画像信号とを意味している。

【0020】

フィルタ手段は、R 成分を透過する R フィルタと、G 成分を透過する G フィルタと、B 成分を透過する B フィルタと、I R 成分を透過する I R フィルタとからなるものであってもよいし、R 成分および I R 成分を透過する R+I R フィルタと、G 成分を透過する G フィルタと、B 成分を透過する B フィルタとからなるものであってもよい。

【0021】

また、前記カラー画像信号生成手段は、前記 R+I R 画像信号と、前記 G 画像信号と、前記 B 画像信号とに数値データ処理を施して、R+I R 画像信号が強調された R G B カラー表示画像を生成するものであってもよい。

【0022】

上記各電子内視鏡装置に組み合わされる前記近赤外光照射装置は、近赤外光を被照射部位へ照射し、該被照射部位の所定深度からの反射光に基づいて、被照射部位の光断層画像を取得する光断層画像取得装置であってもよい。

【0023】

なお、上記各電子内視鏡装置において、フィルタ手段は、原色系のフィルタ手段に限定されるのではなく、補色系のフィルタ手段であってもよい。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0024】

本発明による電子内視鏡装置においては、被観察部の光像をR（赤）成分と、G（緑）成分と、B（青）成分と、IR（近赤外）成分とに色分離し、R成分に基いたR画像信号と、G成分に基いたG画像信号と、B成分およびIR成分に基づいたB+IR画像信号とからRGBカラー画像信号を生成し、このRGBカラー画像信号に基づいたカラー画像を表示することにより、カラー画像内に、近赤外光の照射部位が青色に表示されるので、近赤外光照射装置がエイミング光を備えていない場合であっても、観察者は近赤外光の照射部位を視認することができる。

【0025】

また、フィルタ手段が、R成分を透過するRフィルタと、G成分を透過するGフィルタと、B成分およびIR成分を透過するB+IRフィルタとからなるものであれば、フィルタ手段以外の構成は、既存の電子内視鏡装置の構成と同一にすることができ、安価に本発明の電子内視鏡装置を作成することができる。

【0026】

前記カラー画像信号生成手段が、R画像信号と、G画像信号と、B+IR画像信号とに数値データ処理を施して、B+IR画像信号が強調されたRGBカラー画像信号を生成するものであれば、撮像手段のIR成分の撮像感度が良好でない場合であっても、近赤外光の照射部位を明瞭な青色に表示することができる。

【0027】

本発明の他の電子内視鏡装置は、被観察部の光像をR（赤）成分と、G（緑）成分と、B（青）成分とIR（近赤外）成分とに色分離し、R成分に基いたR画像信号と、G成分およびIR成分に基いたG+IR画像信号と、B成分に基づいたB画像信号とからRGBカラー画像信号を生成し、該RGBカラー画像信号に基いたカラー画像を表示することにより、カラー画像内に、近赤外光の照射部位が緑色に表示されるので、近赤外光照射装置がエイミング光を備えていない場合であっても、観察者は近赤外光の照射部位を視認することができる。

【0028】

また、フィルタ手段が、R成分を透過するRフィルタと、G成分およびIR成分を透過するG+IRフィルタと、B成分を透過するBフィルタとからなるものであれば、フィルタ手段以外の構成は、既存の電子内視鏡装置の構成と同一にすることができ、安価に本発明の電子内視鏡装置を作成することができる。

【0029】

前記カラー画像信号生成手段が、R画像信号と、G+IR画像信号と、B画像信号とに数値データ処理を施して、G+IR画像信号が強調されたRGBカラー表示画像を生成するものであれば、撮像手段のIR成分の撮像感度が良好でない場合であっても、近赤外光の照射部位を明瞭な緑色に表示することができる。

【0030】

本発明のさらに他の電子内視鏡装置は、被観察部の光像をR（赤）成分と、G（緑）成分と、B（青）成分とIR（近赤外）成分とに色分離し、R成分およびIR成分に基いたR+IR画像信号と、G成分に基いたG画像信号と、B成分に基づいたB画像信号とからRGBカラー画像信号を生成し、該RGBカラー画像信号に基いたカラー画像を表示することにより、カラー画像内に、近赤外光の照射部位が赤色に表示されるので、近赤外光照射装置がエイミング光を備えていない場合であっても、観察者は近赤外光の照射部位を視認することができる。

【0031】

また、フィルタ手段が、R成分およびIR成分を透過するR+IRフィルタと、G成分を透過するGフィルタと、B成分を透過するBフィルタとからなるものであれば、フィルタ手段以外の構成は、既存の電子内視鏡装置の構成と同一にすることができ、安価に本発明の電子内視鏡装置を作成することができる。

10

20

30

40

50

【0032】

前記カラー画像信号生成手段が、R+I R画像信号と、G画像信号と、B画像信号とに数値データ処理を施して、R+I R画像信号が強調されたRGBカラー表示画像を生成するものであれば、撮像手段のI R成分の撮像感度が良好でない場合であっても、近赤外光の照射部位を明瞭な赤色に表示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。まず、本発明の実施形態である電子内視鏡装置について図1を参照して説明する。本電子内視鏡装置は、光断層画像取得装置と組合わせて使用されるものである。

10

【0034】

電子内視鏡装置は、被検者の体腔1内に挿入される内視鏡の挿入部10と、生体の体腔1内の観察部のカラー画像2を取得する観察部画像取得部11と、カラー画像を表示するモニタ12とを備えている。また、光断層画像取得装置は、体腔1内の測定領域3の光断層画像を取得するOCT取得部13と、電子内視鏡の挿入部10に設けられた鉗子口71に挿入されるOCTプローブ14と、光断層画像取得動作を制御するOCT制御部15と光断層画像4を表示するモニタ16とを備えている。

【0035】

挿入部10は、挿入部10内を貫通する鉗子口71と、内部に先端まで延びるCCDケーブル72とライトガイド73とを備えている。CCDケーブル72の先端には、モザイクフィルタ78がオンチップされたCCD撮像素子74が接続されている。ライトガイド73の先端部、すなわち挿入部10の先端部には、照明レンズ75が備えられている。また挿入部10の先端部には撮像レンズ76が備えられ、この撮像レンズ76の内側にはプリズム77が設けられている。

20

【0036】

モザイクフィルタ78は、600nm~750nmの波長帯域の光を透過するRフィルタ78aと、500nm~600nmの波長帯域の光を透過するGフィルタ78bと、400nm~500nmおよび950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するB+I Rフィルタ78cが、図2に示すようなパターンで配置されている。なお、図3に各フィルタの透過特性を記載する。

【0037】

ライトガイド73は、観察部画像取得部11へ接続されている。観察部画像取得部11は、観察部画像撮像用の白色光L6を発する白色光源81と、CCD撮像素子74で撮像された画像信号に基いて、RGBカラー画像信号を生成する画像処理部83と、該画像処理部83から出力されたRGBカラー画像信号をビデオ信号に変換してモニタ12へ出力するビデオ信号処理回路85とを備えている。なお、画像処理部83は、本発明のカラー画像信号生成手段として機能するものである。

30

【0038】

白色光源81は、波長680nm以上の光はカットフィルタによりカットされた白色光を発する光源である。また、画像処理部83は、Rフィルタ78aを透過して撮像されたR画像信号と、Gフィルタ78bを透過して撮像されたG画像信号と、B+I Rフィルタを透過して撮像されたB+I R画像信号とにマトリクス演算を施し、Rカラー画像信号、Gカラー画像信号およびBカラー画像信号からなるRGBカラー画像信号を生成し、表示画像用メモリ84へ記憶し、表示タイミングに合わせてRカラー画像信号、Gカラー画像信号およびBカラー画像信号を同期をとって出力するものである。ビデオ信号処理回路85では、Rカラー画像信号、Gカラー画像信号およびBカラー画像信号をビデオ信号に変換し、モニタ12へ出力する。モニタ12には、カラー画像が表示される。なお、画像処理部83におけるマトリクス演算は、R画像信号およびG画像信号に比べ、B+I R画像信号を強調するようにマトリクスの係数が予め設定されている。

40

【0039】

OCT取得部13は、中心波長1.0μmで、コヒーレンス長が20μmである低コヒー

50

レンズ光L1を出射する光源部100と、低コヒーレンス光L1の参照光L3および測定光L4への分割および合波を行うファイバ結合光学系120と、参照光L3の光路上に配され、参照光L3の光路長を変化させる光路長変更部130と、測定領域3の測定点で反射された測定光L4'と参照光L3との干渉光L5の光強度を検出するバランス差分検出部150と、該バランス差分検出部150で検出された干渉光L5の光強度から測定領域3の測定点で反射された測定光L4'の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、光断層画像データを生成する信号処理部160とを備えている。

【0040】

OCT取得部13の光源部100は、低コヒーレンス光L1を射出するSLD(Super Luminescent Diode)101と、該SLD101から射出された低コヒーレンス光L1を集光するレンズ102とを備えている。

10

【0041】

ファイバ結合光学系120は、光源部100から出射された低コヒーレンス光L1を測定光L4と参照光L3とに分割し、また、測定光L4の測定領域3からの反射である測定光L4'と参照光L3を合波し、干渉光L5を得るファイバカップラ121と、光源部100とファイバカップラ121の間に設けられるファイバカップラ122と、参照光L3に僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子124と、光源部100とファイバカップラ122を繋ぐファイバ125と、ファイバカップラ121および122を介して光路長変更部130とバランス差分検出部150を繋ぐファイバ127と、ファイバカップラ121を介してOCTプローブ14とバランス差分検出部150を繋ぐファイバ128とを備えている。なお、ファイバ125、127および128はシングルモード光ファイバである。

20

【0042】

光路長変更部130は、プリズム132と、ファイバ127から射出された参照光L3を平行光に変換してプリズム132へ入射させ、またプリズム132で反射された参照光L3をファイバ127へ入射させるレンズ131と、プリズム132を図1における水平方向への移動させることにより参照光L3の光路長を変化させるプリズム移動部133とを備えている。プリズム移動部133は、OCT制御部15の制御により動作するものである。

【0043】

バランス差分検出部150は、干渉光L5の光強度を測定する光検出器151および152と、光検出器151の検出値と光検出器152の検出値の入力バランスを調整し、ノイズ成分やドリフト成分を相殺した上で、差分を増幅する差動増幅器153とを備えている。

30

【0044】

OCTプローブ14は、挿入部10の鉗子口71に挿入可能な被覆管173と該被覆管173の中を貫通し、該被覆管173に対して回転可能な回転シース174と、該回転シース174の中を貫通するファイバ172と、回転シース174へ固定された集光レンズ系175と、集光レンズ系175のさらに先端部、回転シース174の先端部に設けられた測定光L4および測定光L4'を直角に反射するミラー176とを備えている。なお、被覆管173および回転シース174の先端部は、測定光L4に対して透明である。また、被覆管173および回転シース174の根本部分には、回転シース174を回転させるセンターレスモータ184および被覆管173をスライドさせるプローブ移動部185が取り付けられている。

40

【0045】

OCT制御部15は、OCT取得部13の各部位に接続され、適宜各部位の動作タイミングを制御するものである。また、センターレスモータ184およびプローブ移動部185の動作を制御して、測定光L4の照射位置および測定光L4の照射方向の回転を制御するものである。

【0046】

次に本発明の第1の具体的な実施の形態である電子内視鏡装置の動作について説明する。観察者は電子内視鏡装置の挿入部10を被験者の体腔内に挿入し、観察部画像2をモニタ12に表示する。この際には、先ず観察部画像取得部11の白色光源81から出力される白色光L6は、レンズ82によってライトガイド73に入射され、挿入部10の先端まで導光された

50

後、照明レンズ75 から体腔 1 内へ照射される。白色光L6の反射光L7は撮像レンズ76 によって集光され、プリズム77 に反射して、モザイクフィルタ78により各色成分へ分離されて、CCD撮像素子74上に結像する。CCD撮像素子74で光電変換されたR、GおよびB+IR画像信号は、CCDケーブル72を介して画像処理部83に出力される。また、予め、OCTプローブ14を挿入部10の鉗子口71へ挿入しておく。モニタ12 に表示された観察部画像2を観察しながら、挿入部10の先端を移動させ、光断層画像を取得する部位の近傍に達したところで、OCT装置の光源部100 から低コヒーレンス光L1を射出させる。

【0047】

低コヒーレンス光L1は、レンズ102 により集光されファイバ125 に導入される。さらに、低コヒーレンス光L1は、ファイバ125、ファイバカプラ122、ファイバ127を介して導光され、ファイバカプラ121 において、参照光L3と測定光L4とに分割される。測定光L4は、ファイバ128 を介して導光され、レンズ171 により、ファイバ172 に導入される。ファイバ172 から射出した測定光L4は、レンズ175 により集光され、ミラー176 で反射されて、体腔 1 内にスポット光として照射される。なお、測定光L4の波長は、上述のように1.0 μm であるため、肉眼では測定光L4の照射部位を視認することはできない。

10

【0048】

ここでCCD撮像素子74には、図2に示すような600nm~750nmの波長帯域の光を透過するRフィルタ78aと、500nm~600nmの波長帯域の光を透過するGフィルタ78bと、400nm~500nmおよび950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するB+IRフィルタ78cとが配置されたモザイクフィルタ78がオンチップで形成されている。

20

【0049】

したがって、白色光L6の反射光のうち、600nm~750nmの波長帯域の赤(R)成分は、Rフィルタ78aと透過し、500nm~600nmの波長帯域の緑(G)成分は、Gフィルタ78bを透過し、400nm~500nmの波長帯域に青(B)成分は、B+IRフィルタ78cを透過する。またIR光である測定光L4の反射光である測定光L4'も、B+IRフィルタ78cを透過する。

【0050】

CCD撮像素子74では、各フィルタに対応する光像を光電変換し、画像処理部83へ出力する。画像処理部83では、まずCCD撮像素子74で撮像された信号の相関二重サンプリング、クランプ、ブランキング、増幅等のプロセス処理を行い、その後Rフィルタ78aを透過して撮像されたR画像信号と、Gフィルタ78bを透過して撮像されたG画像信号と、B+IRフィルタを透過して撮像されたB+IR画像信号とにマトリクス演算を施し、表示用の、Rカラー画像信号、Gカラー画像信号およびBカラー画像信号からなるRGBカラー画像信号を生成し、表示画像用メモリ84へ記憶し、表示タイミングに合わせてRGBカラー画像信号を出力する。なお、画像処理部83におけるマトリクス演算は、R画像信号の強度およびG画像信号の強度に比べ、B+IR画像信号の強度が増加するようにマトリクスの係数が予め設定されている。また、画像処理部83における画像信号処理動作は、このマトリクス演算処理を除けば、通常の電子内視鏡において、通常のRGBフィルタを用いて取得したRGB画像信号からRGBカラー画像信号を作成する動作と同様である。

30

40

【0051】

ビデオ信号処理回路85では、Rカラー画像信号、Gカラー画像信号およびBカラー画像信号をビデオ信号に変換し、モニタ12へ出力する。モニタ12には、カラー画像2が表示される。

【0052】

カラー画像2内に、測定光L4の照射部位が青色に表示されるので、観察者は測定光L4の照射部位を視認することができる。

【0053】

次に、光断層画像4を取得する際の動作について説明する。光断層画像取得の際には、観察者は、モニタ12 に表示された観察部のカラー画像2を観察しながら、光断層画像を

50

取得する部位を決定する。

【0054】

説明を簡単にするために、最初に測定光L4が照射された測定領域内の所定部位（以下被照射部位と記載）の測定点における光断層情報の測定方法について説明し、その後で上記光断層画像の取得方法について説明する。低コヒーレンス光L1がSLD101から射出される。ファイバ125およびファイバ127を透過し、ファイバカプラ121で、ファイバ127内を光路長変更部130の方向へ進行する参照光L3と、ファイバ128内をOCTプローブ14の方向へ進行する測定光L4とに分割される。参照光L3は光路上に設けられたピエゾ素子124により変調され、参照光L3と測定光L4には、僅かな周波数差 f が生じる。

【0055】

測定光L4はファイバ128から、レンズ171を介してOCTプローブ14のファイバ172内へ導光される。ファイバ172から射出された測定光L4は、レンズ系175およびミラー176を経て体腔1内の被照射部位へ照射される。被照射部位へ照射された測定光L4のうち被照射部位の表面および内部で反射された測定光L4'は、ミラー176、レンズ系175、ファイバ172およびレンズ171を経て、ファイバ128に帰還せしめられる。ファイバ128に帰還せしめられた測定光L4'は、ファイバカプラ121において、後述するファイバ127に帰還せしめられた参照光L3と合波される。

【0056】

一方、ピエゾ素子124で変調された後の参照光L3は、ファイバ127を通過し光路長変更部130のレンズ131を介して、プリズム132に入射し、このプリズム132で反射され再度レンズ131を透過して、ファイバ127に帰還せしめられる。ファイバ127に帰還せしめられた参照光L3はファイバカプラ121で、上述した測定光L4'と合波される。

【0057】

ファイバカプラ121で合波された測定光L4'および参照光L3は、再び同軸上に重なることになり所定の条件の時に測定光L4'と参照光L3が干渉し、干渉光L5となり、ビート信号を発生する。

【0058】

参照光L3および測定光L4'は、可干渉距離の短い低コヒーレンス光L1であるため、低コヒーレンス光L1が測定光L4と参照光L3に分割されたのち、測定光L4(L4')がファイバカプラ121に到達するまでの光路長が、参照光L3がファイバカプラ121に到達するまでの光路長に等しい場合、すなわち測定光L4'が測定点で反射されたものである場合、に両光が干渉し、この干渉する両光の周波数差(f)で強弱を繰り返すビート信号が発生する。なお、OCT制御部15は、予め所望の測定点で反射した測定光L4(L4')の光路長と参照光L3の光路長とが等しくなるように、光路長変更部130のプリズム移動部133を制御している。

【0059】

干渉光L5は、ファイバカプラ121で分割され、一方は、ファイバ127を経てバランス差分検出部150の光検出器151に入力され、他方はファイバ128を経て光検出器152に入力される。

【0060】

光検出器151および152では、干渉光L5から上記ビート信号の光強度を検出し、差動増幅器153で、光検出器151の検出値と光検出器152の検出値の差分を求め、信号処理部160へ出力する。なお、差動増幅器153は、その入力値の直流成分のバランスを調整する機能を備えているため、たとえ光源部100から出射された低コヒーレンス光L1にドリフトが生じている場合でも、直流成分のバランスを調整した上で差分を増幅することにより、ドリフト成分は相殺され、ビート信号成分のみが検出される。

【0061】

上記の動作により、体腔1内の被照射領域の所定深度における断層情報が取得される。このような動作を、測定光L4の照射方向を回転させながら、光軸方向と略垂直な方向の測定点の位置が略5 μ m移動する毎にビート信号成分の検出を繰り返すことにより、測定光L

10

20

30

40

50

4の照射方向の回転中心、すなわちミラー176の中心から等距離にある測定領域3の測定点の情報を5 μ m間隔で取得することができる。

【0062】

OCT制御部15は、センターレスモータ184を制御してミラー176を回転させ、測定光L4の照射方向を1回転させた後、光路長変更部130のプリズム移動部133を制御して、参照光L3の光路長を5 μ m長くする。この状態で測定光L4の照射方向を回転させながら、再度5 μ m間隔で測定点の情報を取得することにより、最初に測定した測定点A'より5 μ m外側の測定点の情報を取得する。同様に、5 μ m間隔で400回転の測定点の情報を取得すれば、測定領域3に沿った2mm幅のリング状の領域内の測定点の情報を取得することができる。

10

【0063】

信号処理部160では、バランス差分検出部150で検出された干渉光L5の光強度から各測定点の所定の面で反射された測定光L4'の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、光断層画像に変換し、モニタ16に出力する。

【0064】

モニタ16には、図1に示すような、体腔1を輪切り状態にした2mm幅のリング状の光断層画像4が表示される。

【0065】

以上の説明で明らかなように、光断層画像取得装置がエイミング光を備えていない場合であっても、カラー画像2内に、測定光L4の照射部位が青色に表示されるので、観察者は測定光L4の照射部位を視認することができる。

20

【0066】

また、モザイクフィルタ78が、R成分を透過するRフィルタ78aと、G成分を透過するGフィルタ78bと、B成分およびIR成分を透過するB+IRフィルタ78cとからなるため、モザイクフィルタ78以外の構成は、既存の電子内視鏡装置の構成とほぼ同一にすることができ、安価に本発明の電子内視鏡装置を作成することができる。

【0067】

画像処理部83では、R画像信号と、G画像信号と、B+IR画像信号とにマトリクス演算処理を施して、B+IR画像信号が強調されたRGBカラー画像信号を生成するものであれば、撮像手段のIR成分の撮像感度が良好でない場合であっても、近赤外光の照射部位を明瞭な青色に表示することができる。

30

【0068】

なお、本実施の形態の変形例として、モザイクフィルタ78の代わりに図4Aに示すような600nm~750nmの波長帯域の光を透過するRフィルタ61aと、500nm~600nmの波長帯域の光および950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するG+IRフィルタ61bと、400nm~500nmの波長帯域の光を透過するBフィルタ61cとが配置されたモザイクフィルタ61を使用したものも考えられる。この場合、画像処理部では、R画像信号と、G+IR画像信号と、B画像信号とにマトリクス演算処理を施して、G+IR画像信号が強調された表示画像信号を生成すればよい。このような構成により、撮像手段のIR成分の撮像感度が良好でない場合であっても、近赤外光の照射部位を明瞭な緑色に表示することができる。

40

【0069】

なお、本実施の形態の他の変形例として、モザイクフィルタ78の代わりに図4Bに示すような600nm~750nmの波長帯域の光および950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するR+IRフィルタ64aと、500nm~600nmの波長帯域の光を透過するGフィルタ64bと、400nm~500nmの波長帯域の光を透過するBフィルタ64cとが配置されたモザイクフィルタ64を使用したものも考えられる。この場合、画像処理部では、R+IR画像信号と、G画像信号と、B画像信号とにマトリクス演算処理を施して、R+IR画像信号が強調された表示画像信号を生成すればよい。このような構成により、撮像手段のIR成分の撮像感度が良好でない場合であっても、近赤外光の照射部位を

50

明瞭な赤色に表示することができる。

【0070】

さらに、本実施の形態の他の変形例として、モザイクフィルタ78の代わりに図5に示すような、4枚の微少フィルタから構成されるモザイクフィルタ62を用いた電子内視鏡装置も考えられる。モザイクフィルタ62は、600nm~750nmの波長帯域の光を透過するRフィルタ62aと、500nm~600nmの波長帯域の光を透過するGフィルタ62bと、400nm~500nm波長帯域の光を透過するBフィルタ62cと、950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するIRフィルタ62dとが、図5に示すようなパターンで配置されている。

【0071】

この場合には、画像処理部では、まずRフィルタ62aを透過して撮像されたR画像信号と、Gフィルタ62bを透過して撮像されたG画像信号と、Bフィルタ62cを透過して撮像されたB画像信号とIRフィルタ62dを透過して撮像された画像信号とを加算したB+IR画像信号を作成すればよい。

10

【0072】

あるいは、Rフィルタ62aを透過して撮像されたR画像信号と、Gフィルタ62bを透過して撮像されたG画像信号とIRフィルタ62dを透過して撮像された画像信号とを加算したG+IR画像信号と、Bフィルタ62cを透過して撮像されたB画像信号とを作成してもよい。

【0073】

または、Rフィルタ62aを透過して撮像されたR画像信号とIRフィルタ62dを透過して撮像された画像信号とを加算したR+IR画像信号と、Gフィルタ62bを透過して撮像されたG画像信号と、Bフィルタ62cを透過して撮像されたB画像信号とを作成してもよい。

20

【0074】

本実施の形態のさらに他の変形例として、モザイクフィルタ78の代わりに図6に示すような、4枚の補色系の微少フィルタから構成されるモザイクフィルタ63を用いた電子内視鏡装置も考えられる。モザイクフィルタ63は、R+Gの波長帯域の光を透過するMgフィルタ63aと、B+Gの波長帯域の光を透過するCyフィルタ62bと、R+Gの光を透過するYeフィルタ63cと、950nm~1100nmの波長帯域の光を透過するIRフィルタ63dとが、図6に示すようなパターンで配置されている。

30

【0075】

この場合には、画像処理部では、まずMgフィルタ63aを透過したMg画像信号と、Cyフィルタ62bを透過したCy画像信号と、Yeフィルタ63cを透過したYe画像信号とからR画像信号、G画像信号およびB画像信号を算出し、その後でB画像信号とIRフィルタを透過したIR画像信号とを加算したB+IR画像信号またはG画像信号とIR画像信号とを加算したG+IR画像信号を作成すればよい。

【0076】

なお、上記のように4枚の微少フィルタを用いる場合には、各フィルタの作成が容易であること、またB画像信号あるいはG画像信号と加算する前に、IR画像信号のみを増幅することも可能になるなどの効果が得られる。

40

【0077】

なお、本実施の形態では、モザイクフィルタを用いた電子内視鏡について説明したが、これに限定されるものではなく、本発明は、CCDの前面へ、3枚あるいは4枚のフィルタが回転して順次配置される面順次方式の電子内視鏡にも適用可能である。

【0078】

また、IR成分を取得するためのフィルタの波長帯域の上限は限定される必要はない。波長帯域は、照明光の波長帯域を含まないように下限が設定され、かつ光断層画像取得装置等の近赤外光照射装置から射出される近赤外光の波長帯域を含むものであればよく、本実施の形態のように、上限が1100nm程度であってもよいし、あるいは上限は数 μ m

50

以上の赤外領域であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】本発明による第1の実施の形態である電子内視鏡装置の概略構成図

【図2】モザイクフィルの説明図

【図3】モザイクフィルの透過波長帯域の説明図

【図4】モザイクフィルタの説明図

【図5】モザイクフィルタの説明図

【図6】モザイクフィルタの説明図

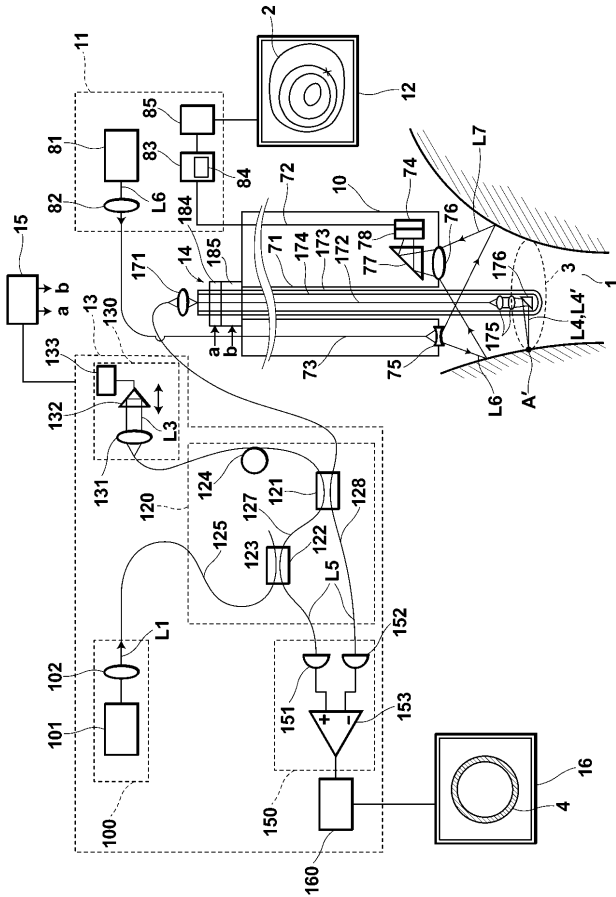
【符号の説明】

10

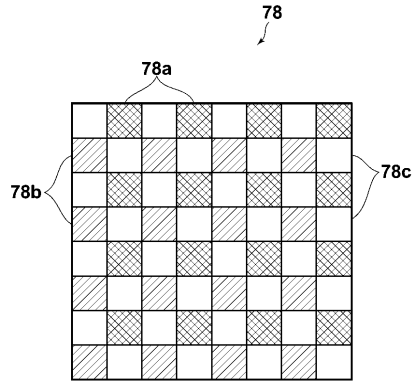
【0080】

| | | |
|--------|------------|----|
| 1 | 体腔 | |
| 2 | カラー画像 | |
| 3 | 測定領域 | |
| 4 | 光断層画像 | |
| 10 | 挿入部 | |
| 11 | 観察部画像取得部 | |
| 12, 16 | モニタ | |
| 13 | OCT取得部 | |
| 14 | OCTプローブ | 20 |
| 15 | OCT制御部 | |
| 71 | 鉗子口 | |
| 72 | CCDケーブル | |
| 74 | CCD撮像素子 | |
| 81 | 照明光光源 | |
| 83 | 画像処理部 | |
| 84 | ビデオ信号生成部 | |
| 100 | 低コヒーレンス光源部 | |
| 120 | ファイバ結合光学系 | |
| 130 | 光路長変更部 | 30 |
| 150 | バランス差分検出部 | |
| 160 | 信号処理部 | |
| 172 | ファイバ | |
| 173 | 被覆管 | |
| 174 | 回転シース | |
| 175 | 集光レンズ系 | |
| 176 | ミラー | |
| L1 | 低コヒーレンス光 | |
| L3 | 参照光 | |
| L4, L4 | 測定光 | 40 |
| L5 | 干渉光 | |
| L6 | 照明光 | |
| L7 | 反射光 | |

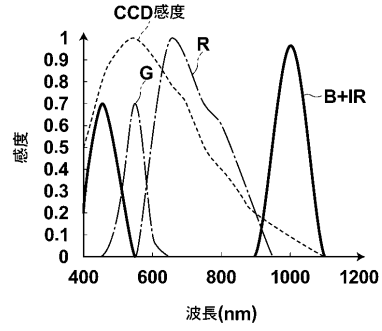
【 図 1 】



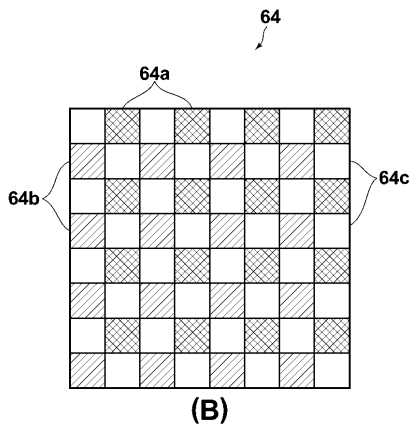
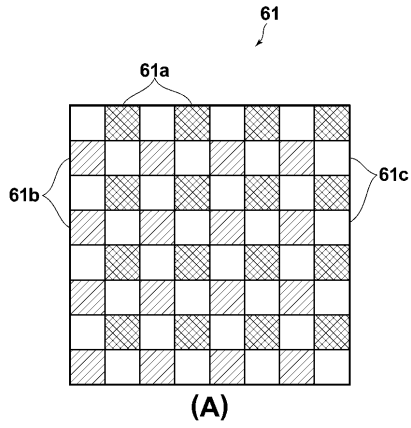
【 図 2 】



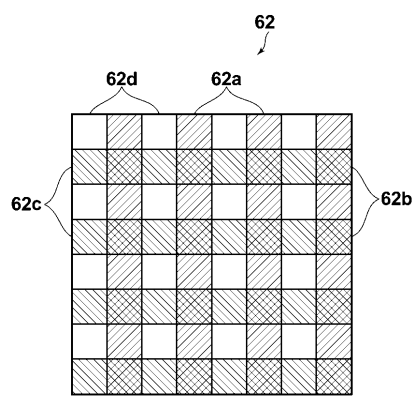
【 図 3 】



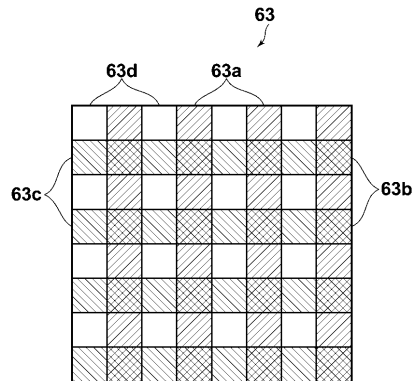
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



| | | | |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 电子内视镜装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2007089840A | 公开(公告)日 | 2007-04-12 |
| 申请号 | JP2005283500 | 申请日 | 2005-09-29 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士写真光机株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士公司 | | |
| [标]发明人 | 河野慎一 | | |
| 发明人 | 河野 慎一 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B1/04 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.512 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/04.531 A61B1/04.610 A61B1/05 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/PP03 4C061/QQ03 4C061/RR14 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/PP03 4C161/QQ03 4C161/RR14 | | |
| 代理人(译) | 佐久间刚 | | |
| 其他公开文献 | JP4799109B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

当用近红外光发射器件相结合，以提供近红外光的电子内窥镜装置可见光照射位点A不具有的瞄准光均匀。在CCD图像传感器74，用于在600nm处的波长带~750nm的透射光的R滤色器和G滤色器透射光在500nm到600nm的波长频带，400纳米至500纳米至950nm的波长~1100nm并且在芯片上布置用于透射带中的光的B + IR滤光器。在图像处理单元83，R图像信号捕获的通过发送到成像的，B +通过IR滤波器B + IR图像信号成像的R滤光器和，G滤波器和G图像信号发送，生成用于显示的RGB彩色图像信号，将其存储在显示图像存储器84中，并根据显示定时输出RGB彩色图像信号。点域1

