

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4823644号
(P4823644)

(45) 発行日 平成23年11月24日 (2011.11.24)

(24) 登録日 平成23年9月16日 (2011.9.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 A

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-310266 (P2005-310266)
 (22) 出願日 平成17年10月25日 (2005.10.25)
 (65) 公開番号 特開2007-117192 (P2007-117192A)
 (43) 公開日 平成19年5月17日 (2007.5.17)
 審査請求日 平成20年9月3日 (2008.9.3)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (73) 特許権者 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 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 原野 健二
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 半田 啓二
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外観察システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1200nmの波長より長い赤外領域の照明光を、観察対象とする生体に対して照射する照明手段と、

光学像を結ぶ対物光学系の結像位置若しくは前記対物光学系による光学像を伝送した結像位置に配置され、1200nmの波長より長い赤外領域で感度を有する撮像素子を備えた撮像手段と、

前記撮像手段による撮像信号に対する信号処理を行う信号処理手段と、
 前記対物光学系に対して相対的に前記照明手段の位置合わせを行う位置合わせ手段と、
 を具備し、

前記照明手段は、前記対物光学系の視野方向に沿って対向配置され、前記視野方向と平行な方向にスライド自在にして前記位置合わせ手段が形成されることを特徴とする赤外観察システム。

【請求項 2】

前記位置合わせ手段は、前記対物光学系と、該対物光学系の視野方向に対向して配置される前記照明手段との間に生体を配置可能にしたことを特徴とする請求項1に記載の赤外観察システム。

【請求項 3】

前記照明手段は、前記対物光学系の視野方向に対向する側の生体を照明して、前記生体による反射光を前記対物光学系に入射させる照明光を発生する第1の照明手段と、前記対

物光学系の視野方向に対向する側の背面側から生体を照明して、前記生体を透過した透過光を前記対物光学系に入射させる照明光を発生する第2の照明手段と、を有することを特徴とする請求項1に記載の赤外観察システム。

【請求項4】

前記第1の照明手段と前記第2の照明手段との照明動作を切り替える切替手段を有することを特徴とする請求項3に記載の赤外観察システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体としての生体の深部の血管の走行状態等を観察するのに適した赤外観察システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来、観察対象とする被検体、具体的には生体の血管走行を同定する技術として、近赤外の波長領域の700nm～1000nmのヘモグロビン吸光特性を利用して観察する方法がある。

例えば、第1の従来例としての特開2004-358051号公報には、血中ヘモグロビンが赤外光を吸収する特性を利用し、可視光では観察しにくい生体組織の血管を赤外光により観察し易い画像を得る技術を開示している。

また、第2の従来例としての特開2005-87728号公報には、600nm～2000nmの範囲内に属する任意の狭い波長帯域光を発生する発光素子を用いて生体に投与された蛍光標識物質の蛍光を検出するセンサを内蔵したカプセル型光センサが開示されている。

20

【特許文献1】特開2004-358051号公報

【特許文献2】特開2005-87728号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

第1の従来例では、700nm～1000nmの範囲の波長を用いているため、生体組織の深部の血管を観察することが困難である。

30

また、第2の従来例では、カプセル型光センサは、単に蛍光波長の有無を検出するセンサを設けているので、血管の走行状態等を知るための画像を得ることができない。

【0004】

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、生体の深部側の血管の走行状態の観察画像を良好な画質で得ることができる赤外観察システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の赤外観察システムは、少なくとも1200nmの波長より長い赤外領域の照明光を、観察対象とする生体に対して照射する照明手段と、

40

光学像を結ぶ対物光学系の結像位置若しくは前記対物光学系による光学像を伝送した結像位置に配置され、1200nmの波長より長い赤外領域で感度を有する撮像素子を備えた撮像手段と、

前記撮像手段による撮像信号に対する信号処理を行う信号処理手段と、

前記対物光学系に対して相対的に前記照明手段の位置合わせを行う位置合わせ手段と、

を具備し、

前記照明手段は、前記対物光学系の視野方向に沿って対向配置され、前記視野方向と平行な方向にスライド自在にして前記位置合わせ手段が形成されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0006】

50

本発明によれば、生体の深部の血管の走行状態の観察画像を画質が良い状態で得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0008】

図1ないし図5は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の赤外観察システムの全体構成を示し、図2は内視鏡の挿入部の先端側の照明ユニット等の構成を示し、図3は照明ユニットにおける照明方向を変更した変形例の構成を示し、図4は本実施例により得られる模式的な画像例を可視光の場合と比較して示し、図5は熱照射前に対して熱照射後に脂肪の透過率を大きくできることを示す測定結果の特性例を示す。

10

図1に示すように本発明の実施例1の赤外観察システム1は、観察対象物となる被検体としての生体2に対して赤外領域を含む光を照明光を照射する照明ユニット3を設けた例えば光学式の内視鏡本体4及びこの内視鏡本体4に取り付けられ、赤外領域の光で撮像を行う赤外撮像用カメラ（以下、単に赤外カメラと略記）5とからなる内視鏡6と、この赤外カメラ5により撮像された撮像信号に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット（CCUと略記）7と、このCCU7から出力される映像信号を表示するモニター8とから構成される。

【0009】

20

内視鏡本体4は、体腔内に挿入される細長で例えば硬質製の挿入部11を有し、この挿入部11の後端部12に赤外カメラ5が取り付けられている。挿入部11の先端に設けられた先端部13には、透明フード14が取り付けられ、その内側に、挿入部11の軸と平行な方向を視野方向とする対物レンズ15が配置されている。この対物レンズ15による結像位置にはイメージガイド16の先端面が配置され、このイメージガイド16は、その先端面に結像された光学像をその後端面に伝送する。

イメージガイド16の後端面に伝送された光学像は、イメージガイド16の後端面に対向する位置に配置された結像レンズ17を介して赤外用の撮像素子18に結像される。

この赤外用の撮像素子18は、少なくとも1200nmの波長を超える赤外領域において感度を有する、例えばEx、InGaAs、InAs、InSb等の半導体検出素子（光起電力型半導体検出素子）を用いて形成された撮像素子である。

30

【0010】

これらの撮像素子は、少なくとも1200nmから2550nm付近までの波長帯まで感度を有する。なお、InAs、及びInSbは、2550nmより長波長の3000nm以上の長波長にも感度を有する。

また、本実施例における内視鏡本体4には、照明ユニット3が、挿入部11の軸方向にスライド自在に取り付けられている。

この照明ユニット3は、挿入部11を形成する外装管の外周面に嵌合してスライド自在となる筒体状のスライド部21を有し、このスライド部21の先端から延出された支持棒21aを介してその先端に赤外領域の照明光を発生するLED22aを複数設けた円環状のLEDユニット22が、位置合わせして取り付けられている。

40

各LED22aとしては、赤外領域における1200nmより長い長波長側の赤外領域を含む波長領域で発光するLEDが採用されている。

【0011】

また、このスライド部21の後端側は、例えば赤外カメラ5に設けた筒体部23の内側に配置され、両者の間の空間にコイルばね24が配置されている。このコイルばね24により、照明ユニット3は、挿入部11の後方側に付勢されるようにしている。なお、コイルばね24の両端が当接する筒体部23の前端及びスライド部21の後端部分には、抜け止め用の凸部が形成されている。

また、スライド部21における後端寄りの位置に、スライド操作するためのスライドレ

50

バー 25 が設けてあり、術者等のユーザは、このスライドレバー 25 を矢印の方向に操作することにより、挿入部 11 の軸方向に照明ユニット 3 側をスライド移動することができるようにしている。

【0012】

LEDユニット 22 の各 LED 22a に接続された信号線（電源線）26 は、スライド部 21 内を挿通され、赤外カメラ 5 から延出されたカメラケーブル内を経て CCU7 と接続される。

CCU7 は、赤外用の撮像素子 18 を駆動する撮像素子駆動回路 27 と、撮像素子 18 から出力される撮像素子出力信号に対する信号処理を行う信号処理回路 28 と、LEDユニット 22 の LED 22a を発光させる LED 電源を供給する LED 電源回路 29 とを有する。

10

信号処理回路 28 により生成された映像信号は、モニタ 8 に出力され、モニタ 8 の表示面には、撮像素子 18 により撮像された画像が表示される。また、LED 電源回路 29 による LED 電源は信号線 26 を介して LED ユニット 22 の各 LED 22a に印加され、LED 22a は赤外領域の光を発生する。

【0013】

図 2 は、内視鏡本体 4 の先端側部分を斜視図で示す。図 2 に示すように対物レンズ 15 の観察範囲を有効に照明できるように、対物レンズ 15 の光軸 O（又は視野）方向に沿って（対物レンズ 15 に対向するように）位置合わせ（位置決め）された LED ユニット 22 が、円環形状に設けられている。つまり、この LED ユニット 22 は、挿入部 11 の先端面に対向するように位置合わせして配置され、また、この配置状態で対物レンズ 15 の視野方向に移動自在にされている。

20

この LED ユニット 22 における円環形状の後面に、多数の LED 22a が円周上に沿って配置されており、この LED ユニット 22 がスライド部 21 の先端面から突出した支持棒 21a の先端に一体的に固定されている。

そして、各 LED 22a は、後方の対物レンズ 15 側に、所定の角度 θ で光を拡開して出射する。つまり、各 LED 22a は、対物レンズ 15 の視野方向（或いは光軸 O の方向）と平行で、後方側に照明光を出射する。図 2 では円周状に配置された 1 つの LED 22a による照明光が出射される角度 θ を示している。

【0014】

30

LED ユニット 22 の円環形状の内径は、挿入部 11 の先端部 13 の外径より大きく設定してあり、円環形状部分の内側に挿入部 11 の先端部分を通すことも可能である（実施例 2 の図 6 参照）。

なお、図 3 に示すように LED 22a による照明光が出射される方向が対物レンズ 15 の光軸 O 側となる後方斜め内側方向となるように、例えば LED 22a の出射面の方向を図 2 に示す場合と変更しても良い。このようにすると、対物レンズ 15 による近距離側における視野範囲をより有効に照明することができる。なお、図 3 では直径方向に対向して配置された 2 つの LED 22a による照明光が出射される角度 θ を示している。

【0015】

本実施例においては、図 2 或いは図 3 に示すように、対物レンズ 15 の光軸 O 上における例えば回転対称となる円周上に沿って複数の LED 22a が配置されている。これら複数の LED 22a により照明光を出射することにより、これら複数の LED 22a の後方側に対向する対物レンズ 15 による視野範囲を効率良く照明できるように位置合わせ手段を形成している。

40

つまり、照明手段となる LED ユニット 22 により生体 2 を、その背面側から照明した際、生体 2 を透過した透過光が撮像素子 18 で撮像される入射光として対物レンズ 15 に効率良く入射されるように位置合わせしている。

また、この LED ユニット 22 を視野方向と平行な方向に移動でき、図 1 に示すように LED ユニット 22 と対物レンズ 15 との間に観察対象の生体 2 部分を配置して、その透過光で観察対象を効率良く観察できるようにしている。

50

【 0 0 1 6 】

このような構成による本実施例の作用を説明する。

観察対象の生体 2 を観察する場合には、術者は、スライドレバー 2 5 を前方側に移動して、図 2 に示すように照明ユニット 3 を透明フード 1 4 の前方側に移動し、照明ユニット 3 の先端の L E D ユニット 2 2 と透明フード 1 4 との間に生体 2 を配置する。

そして、スライドレバー 2 5 を前方に移動する力量を小さくすると、コイルばね 2 4 の弾性力により、照明ユニット 3 は後方側に移動し、図 1 に示すように L E D ユニット 2 2 と透明フード 1 4 との間に生体 2 を挟み込む状態に設定できる。

図 1 に示すように L E D ユニット 2 2 と透明フード 1 4 との間に生体 2 を挟み込むような状態にすることにより、L E D ユニット 2 2 による照明光で生体 2 をその背面側から照
10
明し、照明された生体 2 を透過した透過光が対物レンズ 1 5 に効率良く入射させるようにすることができる状態になる。

【 0 0 1 7 】

L E D ユニット 2 2 の L E D 2 2 a は、1 2 0 0 n m の波長より長波長側で発光する波長領域を含むため、その波長領域の赤外光により照射した場合、生体 2 を透過する透過距離を大きくすることができる。

図 4 (A) は図 1 のように生体 2 を挟み込んで、この生体 2 を観察した場合に撮像素子 1 8 により撮像され、モニタ 8 に表示される画像例を示す。

この生体 2 が、その外部分が例えば脂肪組織により形成され、その内部或いは L E D ユ
20
ニット 2 2 側に血管が走行している場合、可視領域の光により通常観察する状態では、その光が透過する距離が小さくなる。

【 0 0 1 8 】

このため、可視領域の光により観察を行った場合には、例えば図 4 (B) の点線で示すように血管 3 1 が脂肪組織 3 2 で遮られて、血管走行の画像を鮮明に得ることが困難になる。

これに対して、本実施例では、脂肪組織 3 2 等の生体組織に対する透過距離が大きい 1 2 0 0 n m の波長より長波長の光で照明を行うようにすると共に、その波長領域で感度を有する撮像素子 1 8 を用いて撮像を行うようにしている。

従って、この赤外光で照明した場合には、例えば図 4 (A) に示すように脂肪組織 3 2 を透過させることができると共に、血管 3 1 部分では、その内部の血液部分による吸収さ
30
れた透過光が対物レンズ 1 5 側に入射される。対物レンズ 1 5 により結像された光学像は、イメージガイド 1 6 により伝送され、結像レンズ 1 7 を経てその結像位置に配置された撮像素子 1 8 で撮像される。そして、C C U 7 の信号処理回路 2 8 により、信号処理され、モニタ 8 にて、撮像素子 1 8 で撮像された画像が赤外光による内視鏡画像として表示される。

【 0 0 1 9 】

従って、本実施例によれば、血管 3 1 の走行状態を、コントラスト差が大きな、識別し
40
易い画像として観察することができる。つまり、脂肪組織 3 2 を透過し、血管 3 1 部分では吸収により黒くなるようなコントラストのある画像が得られる。

また、本実施例においては、撮像手段を構成する対物レンズ 1 5 による観察視野側に対
向して、L E D ユニット 2 2 を構成する複数の L E D 2 2 a を位置合わせして配置している
ので、複数の L E D 2 2 a により照明された生体 2 を透過した透過光が効率良く対物レ
ンズ 1 5 側に入射される。

このため、対物レンズ 1 5 には、生体 2 を透過した光の入射光量が大きくなり、S / N
の良い画像が得られることになる。

従って、本実施例によれば、良好な画質で赤外観察を行うことができる。

【 0 0 2 0 】

また、本実施例では、上述したように生体 2 を透過した透過光で撮像を行うようにして
いるので、反射光で撮像する場合よりも、対物レンズ 1 5 側から生体 2 の深層側の血管 3
1 の走行状態の画像を、より S / N の良い状態で得ることができる。

10

20

30

40

50

つまり、反射光で撮像を行う場合には、対物レンズ 15 側から生体 2 の深層側となる部位で反射された戻り光を捉えることが必要になり、この場合には表層側で反射された光に比較して、生体 2 内での光路長が長くなり、生体 2 内での減衰がそれだけ大きくなる。

これに対して、生体 2 の透過光を撮像する場合には、生体 2 の深層側でも表層側でも生体 2 内での光路長は殆ど同じとなるため、反射光で撮像する場合における深層側からの反射光の強度が浅層側からの場合よりも小さくなる現象を軽減できる。このため、特に深層側での血管走行等に関する画像情報を S / N の良い状態で得ることができる。

【 0 0 2 1 】

また、本実施例によれば、LED ユニット 22 による LED 22 a の照明光を、生体 2 に接触して（換言すると近距離から）照射することにより、生体 2 の温度を若干上昇させることができる。

10

図 5 は、脂肪を、例えばドライヤーで照射する前と照射した後で、その透過率を測定した分光透過率特性を示す。より具体的には、測定対象とする脂肪から 10 cm の距離で、1200 W のドライヤーで温風を 10 秒（脂肪）に照射する照射前後における脂肪の透過率の測定結果を示すものである。

この図 5 に示すように熱照射後には、脂肪組織の透過率が大きくなる。従って、LED 22 a により、1200 nm の波長より長波長の光で生体 2 に照射して観察を行う場合にも、特に生体 2 に接触させる程に近距離で照射を行うため、生体 2 を熱照射した如くにその脂肪組織部分での透過率を大きくすることができ。このため、本実施例によれば、より血管 31 をコントラストがある状態で観察することが可能となる。

20

【 実施例 2 】

【 0 0 2 2 】

次に本発明の実施例 2 を図 6 から図 8 を参照して説明する。図 6 は本発明の実施例 2 における内視鏡の構成を示し、図 7 は図 6 の先端側の一部を拡大して示し、図 8 は、図 6 の後端側の電源切替回路周辺部の構成を示す。

本実施例は、実施例 1 のように生体 2 の背面側から照明を行い、生体 2 の透過光を対物レンズ 15 に入射されるように照明を行う第 1 の照明手段の他に、対物レンズ 15 の視野前方側の生体 2 を照明し、その反射光を対物レンズ 15 に入射されるように照明する第 2 の照明手段を設けたものである。

実施例 2 における内視鏡 6 B は、内視鏡本体 4 B と赤外カメラ 5 B とから構成される。内視鏡本体 4 B は実施例 1 の内視鏡本体 4 における後方側を照明する照明ユニット 3 の代わりに前方照明を行う前方 LED ユニット 4 1 と後方照明を行う後方 LED ユニット 4 2 とを備えた照明ユニット 3 B を設けている。

30

【 0 0 2 3 】

つまり、筒体状のスライド部 21 の支持棒 21 a の先端に設けた円環状の照明ユニット 3 B は、その前面側部分には前方側照明を行う前方 LED ユニット 4 1 が設けられ、かつその後面側には後方側照明を行う後方 LED ユニット 4 2 が設けられている。

また、この赤外カメラ 5 B は、実施例 1 の赤外カメラ 5 において、照明ユニット 3 B のスライドによる移動を検知する移動検知手段として、スライド検知スイッチ 43 が設けられている。また、このスライド検知スイッチ 43 によるスライド検知結果により、LED 電源の供給を切り替える電源切替回路 44 が設けられている。

40

つまり、図 6 に示すようにスライド部 21 の後端が最も後方側に配置された状態においては、その後端面が赤外カメラ 5 B の内側に設けたスライド検知スイッチ 43 を押圧して、このスライド検知スイッチ 43 は ON となる。

【 0 0 2 4 】

この状態では図 6 の先端側を拡大して示す図 7 に示すように前方照明を行う前方 LED ユニット 4 1 に LED 電源を供給して、前方 LED ユニット 4 1 を構成する LED 41 a を発光（点灯）させる。また、図 6 の状態からスライド部 21 を前方側に移動してスライド検知スイッチ 43 が OFF になると、電源切替回路 44 は、後方 LED ユニット 4 2 に LED 電源を供給して、後方照明を行うようにする。

50

このようにスライド検知スイッチ 4 3 の検知信号により L E D 電源の供給を切り替える電源切替回路 4 4 周辺部の構成を図 8 に示す。

スライド検知スイッチ 4 3 の検知信号は、スイッチ検知回路 4 5 に入力され、このスイッチ検知回路 4 5 は、スライド検知スイッチ 4 3 が O N の場合には切替スイッチ 4 6 の接点 a が O N となるように制御し、L E D 電源回路 2 9 からの L E D 電源を前方 L E D ユニット 4 1 に供給する。

【 0 0 2 5 】

また、スイッチ検知回路 4 5 は、スライド検知スイッチ 4 3 が O F F の場合には切替スイッチ 4 6 の接点 b が O N となるように制御し、L E D 電源回路 2 9 からの L E D 電源を後方 L E D ユニット 4 2 に供給する。

10

また、本実施例では、前方 L E D ユニット 4 1 及び後方 L E D ユニット 4 2 に接続された信号線 4 7 a、4 7 b は、スライド部 2 1 内部に設けたスライド接点 4 8 a、4 8 b と赤外カメラ 5 B の接点 4 9 a、4 9 b を経て切替スイッチ 4 6 の接点 a、b に接続される。

具体的には、図 8 に示すように赤外カメラ 5 B 側から前方側に突片が延出され、その上面及び下面には接点 4 9 a、4 9 b が設けてあり、この突片に接触してスライド移動するスライド部 2 1 の上側内面及び下側内面にはそれぞれスライド接点 4 8 a、4 8 b が設けてある。

【 0 0 2 6 】

実施例 1 では、照明手段を後方の対物レンズ 1 5 側に照明光を出射するように位置合わせして設けていたのに対して、本実施例では、さらに対物レンズ 1 5 の視野方向の前方側に照明光を出射するように位置合わせして設けている。また、照明ユニット 3 B を移動した場合、その移動を検知して前方照明と後方照明とを切り替える切り替え手段も設けている。

20

その他の構成は、実施例 1 と同様である。次に本実施例の作用を説明する。

このような構成による本実施例では、実施例 1 の場合に比較して、さらに前方側を照明する前方照明手段としての前方 L E D ユニット 4 1 等を設けているので、図 6 に示すように照明ユニット 3 B のスライド部 2 1 を後方側に退避した状態に設定すると、対物レンズ 1 5 の視野前方側を前方 L E D ユニット 4 1 により照明することができる。そして、その視野前方側を赤外観察することができる。

30

【 0 0 2 7 】

また、実施例 1 のように生体 2 を透過光で観察しようとする場合には、スライド部 2 1 を前方側に移動することにより、スライド検知スイッチ 4 3 が O N から O F F の状態に変化する。

スライド検知スイッチ 4 3 が O N から O F F に変化することにより、電源切替回路 4 4 による L E D 電源回路 2 9 から供給される L E D 電源が切り替わる。そして、前方 L E D ユニット 4 1 による照明状態から後方 L E D ユニット 4 2 による照明状態に切り替えられる。

そして、実施例 1 と同様に透過光による赤外観察を行うことができる。

従って、本実施例によれば、実施例 1 と同様の効果を有する他に、さらに前方照明による赤外観察を行うことができる。また、スライド部 2 1 の移動を検知して、その移動に対応して前方照明と後方照明との照明モードを自動的に切り替えるようにしているので、使い易いものとなる。

40

従って、本実施例によれば、観察機能が向上し、より使い勝手も向上している。

【 実施例 3 】

【 0 0 2 8 】

次に本発明の実施例 3 を図 9 及び図 1 0 を参照して説明する。図 9 は本発明の実施例 3 における内視鏡及び光源装置の構成を示し、図 1 0 は内視鏡の後端側の電源切替回路周辺部の構成を示す。実施例 2 では、前方側を照明する前方 L E D ユニット 4 1 を設けていたが、本実施例ではこの機能を別の構成で実現している。

50

本実施例の赤外観察システムは、実施例 2 の内視鏡 6 B の代わりに図 9 に示す内視鏡 6 C と、この内視鏡 6 C に赤外領域の照明光を供給する光源装置 5 1 とを備えている。

本実施例における内視鏡 6 C は、内視鏡本体 4 C と、これに固定される赤外カメラ 5 C とからなり、この内視鏡本体 4 C は、図 6 の内視鏡本体 4 B において、前方 L E D ユニット 4 1 が設けてないで、後方 L E D ユニット 4 2 を有する照明ユニット 3 C を有する。

【 0 0 2 9 】

つまり、この後方 L E D ユニット 4 2 は、実施例 1 の L E D ユニット 2 2 とほぼ同様の構成である。

【 0 0 3 0 】

また、この内視鏡本体 4 C は、挿入部 1 1 内に照明光を伝送するライトガイド 5 2 が挿通されており、このライトガイド 5 2 は挿入部 1 1 の後端寄りの位置に設けた口金部に接続されるライトガイドケーブル 5 3 を介して光源装置 5 1 に着脱自在に接続される。

なお、この内視鏡本体 4 C は、上記のように前方 L E D ユニット 4 1 が設けてないので信号線 4 7 a を有しないで、後方 L E D ユニット 4 2 に接続される信号線 4 7 b 側のみが設けてある。そして、この信号線 4 7 b は、図 1 0 に示すようにスライド接点 4 8 b、赤外カメラ 5 C 側の接点 4 9 b を経て電源切替回路 4 4 ' の切替スイッチ 4 6 ' に接続される。

【 0 0 3 1 】

この電源切替回路 4 4 ' は、スライド検知スイッチ 4 3 のスイッチ信号を検知するスイッチ検知回路 4 5 ' を有し、スイッチ検知回路 4 5 ' は、その出力信号で切替スイッチ 4 6 ' の接点 b の O N / O F F を制御すると共に、光源装置 5 1 のランプ点灯制御回路 5 5 に制御信号を送る。

この光源装置 5 1 は、例えば可視領域から赤外領域における 1 2 0 0 n m の波長より長波長の光を発生する例えばハロゲンランプ 5 6 と、このハロゲンランプ 5 6 の照明光路上に配置された赤外透過フィルタ 5 7 と、この赤外透過フィルタ 5 7 を透過した 1 2 0 0 n m の波長より長波長の赤外領域の光を集光する集光レンズ 5 8 とを有する。この集光レンズ 5 8 により集光された赤外領域の光はライトガイドケーブル 5 3 のライトガイドを経て内視鏡本体 4 C 内のライトガイド 5 2 に供給される。

【 0 0 3 2 】

上記ハロゲンランプ 5 6 は、可視領域から例えば 3 0 0 0 n m を超える波長帯まで連続的な発光特性を有する。このハロゲンランプ 5 6 に限らず、少なくとも 1 2 0 0 n m の波長からこれよりより長波長の光を発生する水銀ランプ等を採用しても良い。

上記ハロゲンランプ 5 6 は、ランプ点灯制御回路 5 5 により発光（点灯）／消灯が制御される。また、このランプ点灯制御回路 5 5 は、電源切替回路 4 4 ' のスイッチ検知回路 4 5 ' からの制御信号により、ハロゲンランプ 5 6 の点灯／消灯を制御する。

具体的には、スライド検知スイッチ 4 3 が O N の場合には、スイッチ検知回路 4 5 ' は、図 1 0 に示すように接点 b を O F F にし、かつランプ点灯制御回路 5 5 にハロゲンランプ 5 6 を点灯させる制御信号を送る。

【 0 0 3 3 】

また、スライド検知スイッチ 4 3 が O F F の場合には、スイッチ検知回路 4 5 ' は、図 1 0 に示す状態から接点 b を O N にし、かつランプ点灯制御回路 5 5 にハロゲンランプ 5 6 を消灯させる制御信号を送る。その他の構成は、実施例 2 と同様である。次に本実施例の作用を説明する。

このような構成による本実施例では、図 9 に示すようにスライド部 2 1 を最も後方側に移動した状態では、実施例 2 における前方 L E D ユニット 4 1 を発光させる代わりに光源装置 5 1 による赤外領域の光をライトガイド 5 2 を介して伝送し、その先端面からさらに透明フード 1 4 を経て出射し、対物レンズ 1 5 の視野前方側を照明する。

また、生体 2 を透過光で赤外観察しようとする場合には、照明ユニット 3 C のスライド部 2 1 を前方側に移動する。

【 0 0 3 4 】

10

20

30

40

50

スライド部 2 1 を前方側に移動すると、スライド検知スイッチ 4 3 が ON から OFF の状態に変化し、この変化により電源切替回路 4 4 ' の切替動作により、光源装置 5 1 のハロゲンランプ 5 6 は消灯し、かつ LED 電源回路 2 9 の LED 電源が後方 LED ユニット 4 2 に供給され、後方側を照明する状態に切り替えられる。

そして、実施例 1 或いは実施例 2 と同様に透過光による赤外観察を行うことができるようになる。

従って、本実施例によれば、前方照明手段の構成が実施例 2 の場合と異なるが、実施例 2 と同様の効果を有する。

つまり本実施例は実施例 1 と同様の効果を有する他に、さらに前方照明による赤外観察を行うことができる。

10

また、本実施例は、既存の光学式内視鏡に適用し易い構成となっているので、低コストで製造することができる。

【実施例 4】

【0035】

次に本発明の実施例 4 を図 1 1 及び図 1 2 を参照して説明する。図 1 1 は、本発明の実施例 4 の赤外観察システム 1 D を示す。

図 1 1 に示す実施例 4 の赤外観察システム 1 D は、照明ユニット 3 D が着脱自在に装着される光学式の内視鏡 4 D と、この内視鏡 4 D に装着される赤外カメラ 5 D とからなるカメラ装着内視鏡 6 D と、CCU 7 D と、光源装置 5 1 D 及びモニタ 8 とから構成される。

内視鏡 4 D は、挿入部 1 1 の先端部 1 3 に透明フード 1 4 が取り付けられ、この挿入部 1 1 の基端側は拡径にされ、術者が把持する把持部（又は操作部）6 1 が設けてあり、この把持部 6 1 の後端の接眼部 6 2 には赤外カメラ 5 D が着脱自在に接続される。

20

【0036】

また、把持部 6 1 には照明ユニット 3 D の後端側に設けた筒体状のユニット取り付け部 6 3 が固定用ねじ 6 4 により着脱自在に取り付けられ、このユニット取り付け部 6 3 の内側にスライド部 2 1 の基端側がコイルばね 2 4 を用いてスライド自在に保持される。

この内視鏡 4 D は、実施例 3 と同様に対物レンズ 1 5 とイメージガイド 1 6 と、ライトガイド 5 2 が設けてある。イメージガイド 1 6 の後端は、接眼部 6 2 付近に配置され、イメージガイド 1 6 の後端面に伝送された光学像を、術者は接眼レンズ 6 5 を介して拡大観察することができる。

30

また、この接眼部 6 2 に装着される赤外カメラ 5 D 内には、接眼レンズ 6 5 に対向して結像レンズ 1 7 が配置され、接眼レンズ 6 5 及び結像レンズ 1 7 による結像位置には通常光撮像用の撮像素子 6 8 が配置されている。

【0037】

また、この結像レンズ 1 7 と通常光撮像用の撮像素子 6 8 との間には、例えば赤外領域の光を反射し、可視光領域の光を透過するダイクロイックミラー 6 6 が配置され、このダイクロイックミラー 6 6 で反射された結像位置には赤外撮像用の撮像素子 1 8 が配置されている。

なお、ダイクロイックミラー 6 6 は、赤外領域の光を反射するとしているが、1200nm 以上の赤外領域の光を反射する特性にしても良い。この場合には、通常光撮像用の撮像素子 6 8 の前に、これに入射される赤外領域の一部の光をカットするフィルタを配置すると良い。

40

赤外撮像用の撮像素子 1 8 と通常光撮像用の撮像素子 6 8 とは、例えば画素数が同じものが用いてあり、CCU 7 D に設けた撮像素子駆動回路 2 7 による撮像素子駆動信号により、例えば同時に駆動される。

【0038】

赤外撮像用の撮像素子 1 8 と通常光撮像用の撮像素子 6 8 によりそれぞれ光電変換された信号は、信号処理回路 2 8 D に入力される。この信号処理回路 2 8 D は、2 つの入力信号に対する信号処理機能を備え、それぞれ入力信号から映像信号を生成し、さらに内部の混合回路により混合して、モニタ 8 に出力し、赤外画像 8 a と通常画像 8 b とを表示する

50

。

また、照明ユニット３Ｄは、スライド部２１の先端から延出した支持棒の先端に例えば後方ＬＥＤユニット４２が取り付けられている。

後方ＬＥＤユニット４２に接続された信号線４７ｂは、図１２に示すようにスライド部２１の後端のＬ字状に突出する端面に設けたスライド接点６９ａからこれに摺接するユニット取り付け部６３側の接点６９ｂと接続される。この接点６９ｂにはＯＮ／ＯＦＦを行うスイッチ７０が接続され、このスイッチ７０に接続される端子から延出された信号線６７はＣＣＵ７ＤのＬＥＤ電源回路２９に接続される。

【００３９】

なお、図１２に示す接点構造に限らず、実施例２等のような構成にしても良い。また、実施例１のようにカールを形成して単純化した構成にしても良い。

本実施例では、内視鏡４Ｄとして、既存の硬性内視鏡を採用することができるようにしている。また、本実施例では、赤外カメラ５Ｄ内に赤外撮像用の撮像素子１８の他に、通常撮像用の撮像素子６８を設けている。

そして、両方の撮像素子１８、６８により、赤外光で撮像した赤外画像８ａと、可視領域の光（通常光）で撮像した通常画像８ｂとを得られる（観察できる）ようにしている。

その他の構成は、実施例３と同様である。次に本実施例による作用を説明する。

図１１に示すように照明ユニット３Ｄを最も後方側に移動した状態においては、照明ユニット３Ｄの先端は、内視鏡４Ｄの先端面（透明フード１４の先端面）より後方側の外周面に配置（退避）された状態となる。

【００４０】

この状態においては、内視鏡４Ｄは、通常の硬性内視鏡に近い状態となり、図示しないトラカールなどを介して体腔内に（スライド部２１が外周面に設けられた）挿入部１１を挿入することができる。

光源装置５１は、可視領域から（１２００ｎｍの波長より長い長波長の）赤外領域に至る照明光をライトガイド５２に供給し、このライトガイド５２を介して体腔内の臓器など、観察対象となる生体部位に照明光が照射される。

照明された生体部位で反射された光は、内視鏡４Ｄを経て赤外カメラ５Ｄ側に入射され、赤外領域の光はダイクロイックミラー６６で反射されて撮像素子１８に結像され、可視領域の光はダイクロイックミラー６６を透過して撮像素子６８に結像される。

【００４１】

そして、両撮像素子１８、６８により撮像された信号は、信号処理回路２８Ｄにより信号処理され、モニタ８に赤外画像８ａと通常画像８ｂとが例えば同時に表示される。

従って、術者は、照明光が照射された生体部位で反射された光により赤外画像８ａと通常画像８ｂを得ることができる。

一方、透過光による赤外観察を行おうとする場合には、ユーザはスイッチ７０を操作して、ＬＥＤ電源回路２９からのＬＥＤ電源を後方ＬＥＤユニット４２に供給し、ＬＥＤ４２ａを点灯させる。

また、例えば実施例３の場合と同様に照明ユニット３Ｄのスライド部２１を前方側に移動し、その先端の後方ＬＥＤユニット４２と透明フード１４との間に生体部位を挟み付けるようにすることにより、透過光による赤外観察を行うことができる。

この場合においても、反射光による通常画像８ｂを得ることもできる。

【００４２】

本実施例によれば、反射光による可視領域における通常画像を得ることもできるようにしているので、赤外観察を行う場合以外の通常観察にも利用できる。また、本実施例によれば、通常の光学式の内視鏡を利用できるので、低コストで実現できる。

また、照明ユニット３Ｄを着脱自在な構成にしているので、必要が無い場合には照明ユニット３Ｄを取り外して反射光による赤外観察及び通常観察に使用することもできる。

なお、上述した各実施例を部分的に組み合わせる等して構成される実施例も本発明に属する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

[付 記]

1 . 請求項 1 において、前記照明手段は、前記対物光学系の視野前方側の生体の背面側から生体を照明し、該生体を透過した透過光を前記対物光学系に入射されるように照明光を発生する。

2 . 請求項 1 において、前記位置合わせ手段は、前記照明手段を移動する移動手段を有する。

3 . 請求項 4 において、前記位置合わせ手段は、前記照明手段を移動する移動手段を有する。

4 . 付記 3 において、前記移動手段を移動することにより、前記第 1 の照明手段と第 2 の照明手段との照明動作を切り替える切り替え手段を有する。 10

5 . 請求項 1 において、さらに可視領域における撮像手段を有する。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 4 4 】

生体に 1 2 0 0 n m の波長より長い赤外領域の光を照射して、生体の深部側の血管走行の状態に対応する画像情報を得ることができると共に、撮像手段を構成する対物光学系による視野範囲を有効に照明できるように位置合わせ機構を設けているので画質の良い赤外画像を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 5 】

20

【 図 1 】 本発明の実施例 1 の赤外観察システムの全体構成図。

【 図 2 】 内視鏡の挿入部の先端側の照明ユニット等の構成を示す斜視図。

【 図 3 】 L E D ユニットにおける照明方向を変更した変形例の構成を示す構成図。

【 図 4 】 本実施例により得られる模式的な画像例を可視領域の場合と比較して示す説明図。

【 図 5 】 熱照射により脂肪の透過率を大きくできることを示す測定された透過率特性図。

【 図 6 】 本発明の実施例 2 における内視鏡の構成図。

【 図 7 】 図 6 の先端側の一部を拡大して示す構成図。

【 図 8 】 図 6 の後端側の電源切替回路周辺部の構成を示す図。

【 図 9 】 本発明の実施例 3 における内視鏡及び光源装置の構成図。

30

【 図 1 0 】 内視鏡の後端側の電源切替回路周辺部の構成を示す図。

【 図 1 1 】 本発明の実施例 4 の赤外観察システムの全体構成図。

【 図 1 2 】 照明ユニットの後端側の接点構造部分を示す断面図。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

1 ... 赤外観察システム

2 ... 生体

3 ... 照明ユニット

4 ... 内視鏡本体

5 ... 赤外カメラ

40

6 ... 内視鏡

7 ... C C U

8 ... モニタ

1 1 ... 挿入部

1 3 ... 先端部

1 4 ... 透明フード

1 6 ... イメージガイド

1 8 ... 撮像素子

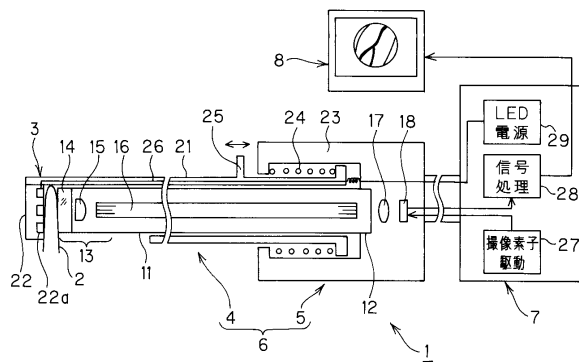
2 1 ... スライド部

2 2 ... L E D ユニット

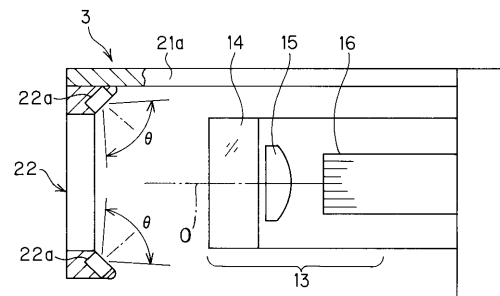
50

- 2 3 ... 筒体部
- 2 4 ... コイルばね
- 2 5 ... スライドレバー
- 2 7 ... 撮像素子駆動回路
- 2 9 ... L E D 電源回路
- 2 8 ... 信号処理回路

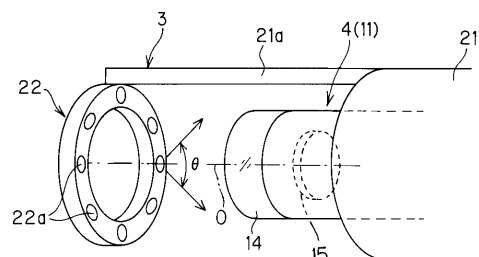
【図 1】



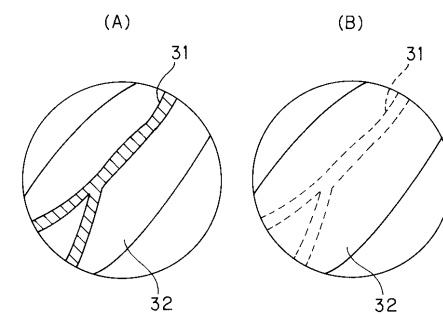
【図 3】



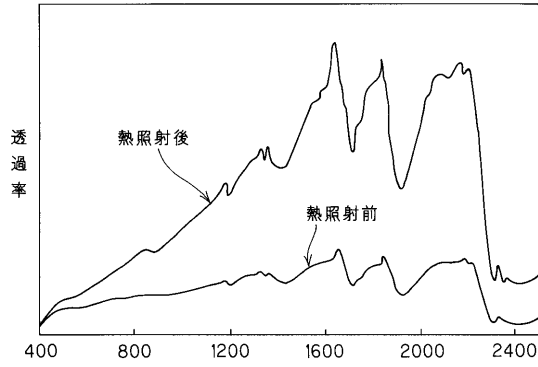
【図 2】



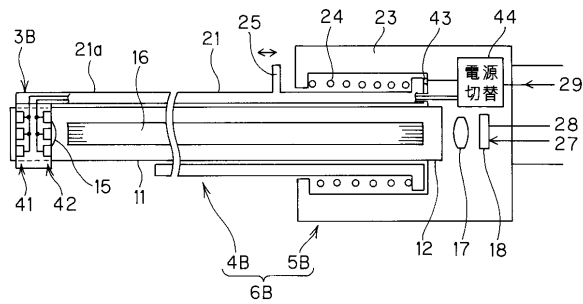
【図 4】



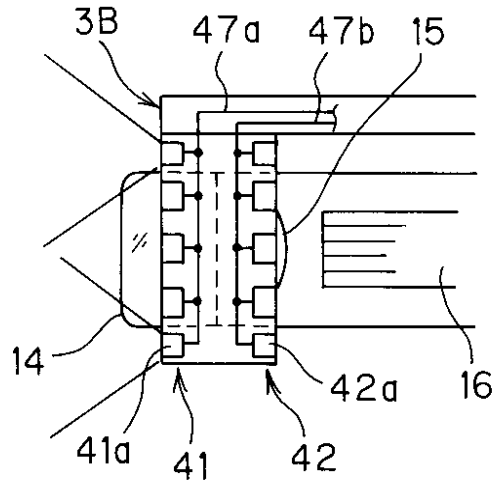
【図 5】



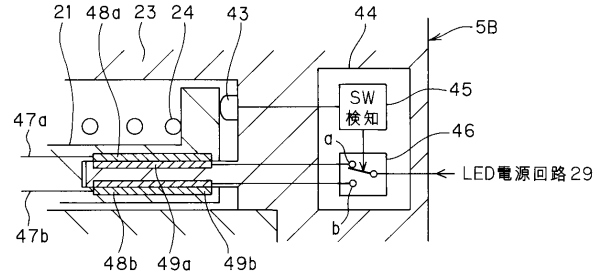
【図 6】



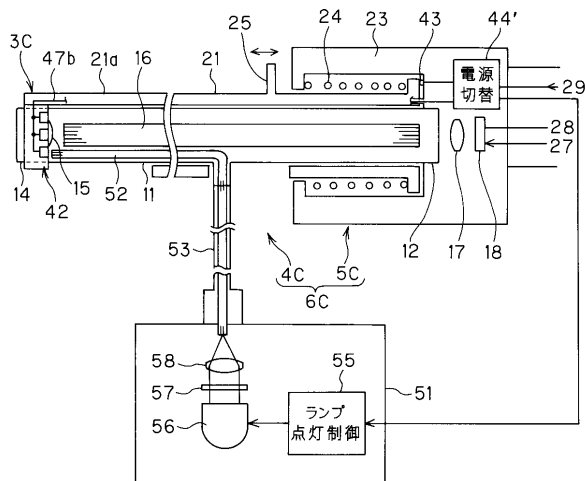
【図 7】



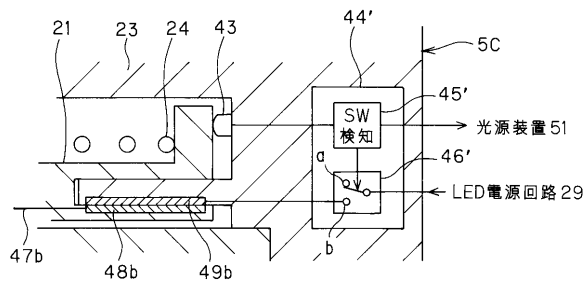
【図 8】



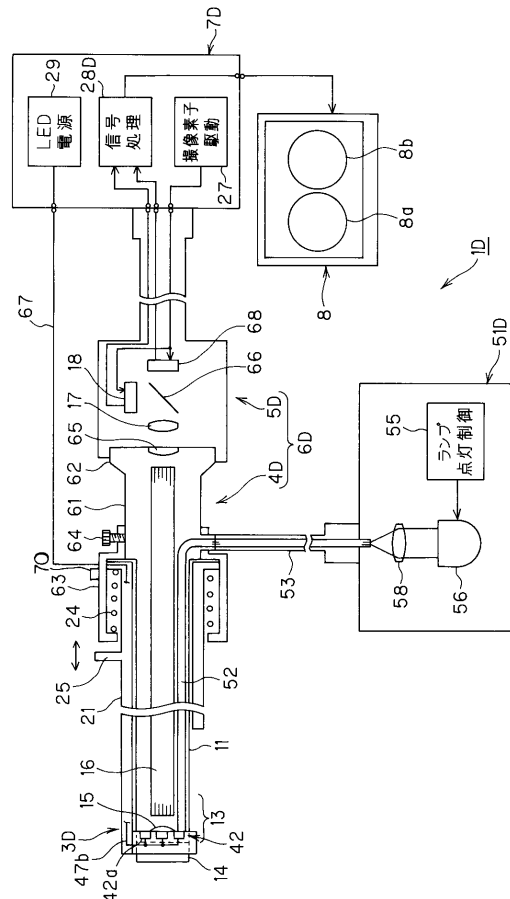
【図 9】



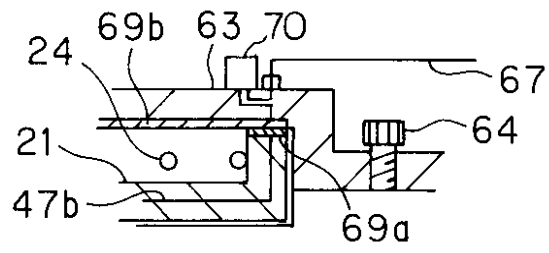
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 浅田 大輔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 西田 浩幸
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
- (72)発明者 石渡 裕
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

審査官 大▲瀬▼ 裕久

- (56)参考文献 特開昭63-135120(JP,A)
国際公開第2003/039350(WO,A1)
実開昭58-115201(JP,U)
特開平04-138148(JP,A)
特開平08-089478(JP,A)
特開昭63-275317(JP,A)

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

专利名称(译)	红外观察系统		
公开(公告)号	JP4823644B2	公开(公告)日	2011-11-24
申请号	JP2005310266	申请日	2005-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	原野健二 半田啓二 浅田大輔 西田浩幸 石渡裕		
发明人	原野 健二 半田 啓二 浅田 大輔 西田 浩幸 石渡 裕		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P A61B1/04.370 A61B1/00.A A61B1/00.R A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/06.531		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/DD01 4C061/FF35 4C061/FF37 4C061/FF40 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ08 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR24 4C061/RR26 4C061/WW10 4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/DD01 4C161/FF35 4C161/FF37 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ08 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR24 4C161/RR26 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007117192A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得具有良好图像质量的活体深侧血管运行状态的观察图像的红外观察系统。 解决方案：物镜15布置在内窥镜主体4的插入部分11的远端部分13处，并且其光学图像通过图像引导器16传输到红外摄像机5以进行红外成像。并且由图像拾取装置18拾取。构成发光单元3的可滑动滑动部分21连接到插入部分11，并且环形LED单元22与滑动部分21的远端对齐，以便与物镜15的视场方向相对。因此，当照射活体2时的透射光有效地入射到物镜15上。 点域1

【図 2】

