

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5148071号
(P5148071)

(45) 発行日 平成25年2月20日 (2013.2.20)

(24) 登録日 平成24年12月7日 (2012.12.7)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 18 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2006-115450 (P2006-115450)	(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
(22) 出願日	平成18年4月19日 (2006.4.19)	(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
(65) 公開番号	特開2007-282965 (P2007-282965A)	(74) 代理人	110001405 特許業務法人篠原国際特許事務所
(43) 公開日	平成19年11月1日 (2007.11.1)	(74) 代理人	100065824 弁理士 篠原 泰司
審査請求日	平成21年2月19日 (2009.2.19)	(74) 代理人	100104983 弁理士 藤中 雅之
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡観察装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

1200nm以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置において、

1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の波長を含む近赤外光と1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍及び1900nm近傍のいずれの波長も含まない近赤外光とを生成する光源ユニットと、

前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれ異なる前記近赤外光を生体に対して照明した状態にする照明ユニットと、

前記生体が反射したそれぞれ異なる前記近赤外光を撮像素子の撮像面に結像することにより該生体の近赤外画像を取得する撮像ユニットと、

前記撮像ユニットが取得したそれぞれ異なる前記近赤外画像に加工を加える画像処理ユニットと、を備え、

前記画像処理ユニットは、それぞれ異なる照明状態において撮像されたそれぞれ異なる前記近赤外画像を基にして生体内の特定部位のコントラスト強調を行うことを特徴とする内視鏡観察装置。

【請求項2】

1200nm以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置において、

1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の

波長を含む近赤外光を生成する複数の光源ユニットと、

それぞれの前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれ異なる前記近赤外光を生体に対して照明した状態にする複数の照明ユニットと、

前記生体が反射したそれぞれ異なる前記近赤外光を撮像素子の撮像面に結像することにより該生体の近赤外画像を取得する撮像ユニットと、

前記撮像ユニットが取得したそれぞれ異なる前記近赤外画像に加工を加える画像処理ユニットと、を備え、

前記画像処理ユニットは、それぞれ異なる照明状態において撮像されたそれぞれ異なる前記近赤外画像を基にして生体内の特定部位のコントラスト強調を行うことを特徴とする内視鏡観察装置。

10

【請求項 3】

前記照明ユニットと前記撮像ユニットが、それぞれ偏光子を有し、

前記生体で反射して前記撮像ユニット中の前記偏光子に入射する偏光の偏光方向と該撮像ユニット中の前記偏光子の偏光方向とが、直交することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 4】

前記光源ユニットと前記照明ユニットが、ライトガイドケーブルを介して接続され、

前記照明ユニット中の前記偏光子が、前記ライトガイドケーブルと前記照明ユニットとの接続部に回転可能に配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡観察装置

20

【請求項 5】

前記照明ユニットと前記撮像ユニットが、それぞれ別個の光路上に前記偏光子を有し、

それぞれの前記偏光子が、互いに偏光方向が直交するように配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 6】

前記照明ユニットと前記撮像ユニットのうち、一方が 1 / 2 波長板と前記偏光子を有し、他方が前記一方とは異なる光路上に前記偏光子を有し、

それぞれの前記偏光子が、互いに偏光方向が同じになるように配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 7】

前記照明ユニットと前記撮像ユニットとが、1 / 4 波長板と前記偏光子を共有し、

前記 1 / 4 波長板と前記偏光子が、該 1 / 4 波長板の光学軸と該偏光子の偏光方向とのなす角度が 45 ° となるように配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡観察装置。

30

【請求項 8】

前記照明ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1450nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 9】

前記撮像ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1450nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

40

【請求項 10】

前記照明ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1900nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 11】

前記撮像ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1900nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

50

【請求項 1 2】

前記照明ユニットの光路上には、 1450 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 3】

前記撮像ユニットの光路上には、 1450 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 4】

前記照明ユニットの光路上には、 1900 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

10

【請求項 1 5】

前記撮像ユニットの光路上には、 1900 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることを特徴とする請求項 2 又は請求項 2 を引用する請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 6】

前記生体を挟んで前記撮像ユニットと反対側の空間に挿入される反射板を備えていることを特徴とする上記請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 1 7】

前記反射板に偏光解消板が付加されていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の内視鏡観察装置。

20

【請求項 1 8】

前記反射板に $1/4$ 波長板が付加されていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の内視鏡観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡観察装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、内視鏡を使用して低侵襲に外科手術を行う方法が確立されている。そのような低侵襲の外科手術を安全に行うためには、手術対象部位の血管の配置（走行状態）を認識することが重要とされており、血管の走行状態に個人差があっても正確に確認できる方法が求められている。

【0003】

また、無侵襲に血管の配置（走行状態）を認識する装置として、例えば、特許文献 1 に示されるような、血管の走行状態に個人差があるのを利用した静脈認証装置がある。そして、このような静脈認証装置を用いて情報セキュリティー分野に応用する取り組みが進められている。

40

【特許文献 1】特開 2000 - 339445 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

情報セキュリティー分野で用いられる特許文献 1 に記載のような静脈認証装置は、血液中のヘモグロビンの 700 nm ~ 1000 nm の波長帯域における吸光特性を利用して、掌など、皮膚近傍の静脈を検出する装置である。生体組織に光を照射した場合、皮膚による光の散乱は比較的小さい。このため、皮膚近傍の血管走行状態は、 700 nm ~ 1000 nm の波長帯域の光を用いることで容易に検出することが可能である。

【0005】

50

一方、外科手術で対象とする血管は、特許文献1に記載のような静脈認証装置で検出する皮膚近傍ではなく、臓器近傍の膜内に存在する。しかるに、この臓器近傍の膜内には脂肪が蓄積され易いことから、臓器近傍の膜内に存在する血管は脂肪の中に存在することが想定される。また、生体組織のうち、脂肪による光の散乱は大きい（脂肪は高散乱体である）ことが知られている。このため、内視鏡を用いた低侵襲な外科手術において対象とする臓器近傍の膜内に存在する血管の位置を検出しようとしても、従来の特許文献1に記載のような無侵襲の静脈認証装置を用いて、皮膚近傍の血管の位置検出と同様の700nm～1000nmの波長帯域の光を用いたのでは、光が散乱によって減衰されてしまい、脂肪内に分布する血管の位置を認識することが難しい。

【0006】

本発明は、上記従来の問題点に鑑みてなされたものであり、内視鏡を用いた低侵襲な外科手術において、対象とする脂肪内に分布する血管の位置を正確に認識することの可能な内視鏡観察装置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、本発明による内視鏡観察装置は、1200nm以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置において、1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の波長を含む近赤外光と1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍及び1900nm近傍のいずれの波長も含まない近赤外光とを生成する光源ユニットと、前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれの前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれ異なる前記近赤外光を生体に対して照明した状態にする複数の照明ユニットと、前記生体が反射したそれぞれ異なる前記近赤外光を撮像素子の撮像面に結像することにより該生体の近赤外画像を取得する撮像ユニットと、前記撮像ユニットが取得したそれぞれ異なる前記近赤外画像に加工を加える画像処理ユニットと、を備え、前記画像処理ユニットは、それぞれ異なる照明状態において撮像されたそれぞれ異なる前記近赤外画像を基にして生体内の特定部位のコントラスト強調を行うことを特徴としている。

【0008】

また、上記目的を達成するため、本発明による内視鏡観察装置は、1200nm以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置において、1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の波長を含む近赤外光を生成する複数の光源ユニットと、それぞれの前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれ異なる前記近赤外光を生体に対して照明した状態にする複数の照明ユニットと、前記生体が反射したそれぞれ異なる前記近赤外光を撮像素子の撮像面に結像することにより該生体の近赤外画像を取得する撮像ユニットと、前記撮像ユニットが取得したそれぞれ異なる前記近赤外画像に加工を加える画像処理ユニットと、を備え、前記画像処理ユニットは、それぞれ異なる照明状態において撮像されたそれぞれ異なる前記近赤外画像を基にして生体内の特定部位のコントラスト強調を行うことを特徴としている。

なお、本発明による内視鏡観察装置は、前記照明ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1450nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記撮像ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1450nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記照明ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1900nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記撮像ユニットの光路上には、1200nm以上2200nm以下であって1900nmを含む透過帯域を有するバンドパスフィルターが

10

20

30

40

50

配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記照明ユニットの光路上には、 1450 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記撮像ユニットの光路上には、 1450 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記照明ユニットの光路上には、 1900 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記撮像ユニットの光路上には、 1900 ± 100 nmの透過幅を有するバンドパスフィルターが配置されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記生体を挟んで前記撮像ユニットと反対側の空間に挿入される反射板を備えていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記反射板に偏光消光板が付加されていることが好ましい。

また、本発明の内視鏡観察装置は、前記反射板に $1/4$ 波長板が付加されていることが好ましい。

【0009】

また、本発明による内視鏡観察装置は、前記照明ユニットと前記撮像ユニットが、それぞれ偏光子を有し、前記生体で反射して前記撮像ユニット中の前記偏光子に入射する偏光の偏光方向と該撮像ユニット中の前記偏光子の偏光方向とが、直交することを特徴としている。

また、本発明による内視鏡観察装置は、前記光源ユニットと前記照明ユニットが、ライトガイドケーブルを介して接続され、前記照明ユニット中の前記偏光子が、前記ライトガイドケーブルと前記照明ユニットとの接続部に回転可能に配置されていることを特徴としている。

また、本発明による内視鏡観察装置は、前記照明ユニットと前記撮像ユニットが、それぞれ別個の光路上に前記偏光子を有し、それぞれの前記偏光子が、互いに偏光方向が直交するように配置されていることを特徴としている。

また、本発明による内視鏡観察装置は、前記照明ユニットと前記撮像ユニットのうち、一方が $1/2$ 波長板と前記偏光子を有し、他方が前記一方とは異なる光路上に前記偏光子を有し、それぞれの前記偏光子が、互いに偏光方向が同じになるように配置されていることを特徴としている。

また、本発明による内視鏡観察装置は、前記照明ユニットと前記撮像ユニットとが、 $1/4$ 波長板と前記偏光子を共有し、前記 $1/4$ 波長板と前記偏光子が、該 $1/4$ 波長板の光学軸と該偏光子の偏光方向とのなす角度が 45° となるように配置されていることを特徴としている。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、低侵襲な外科手術で対象とする脂肪内に分布する血管の位置を正確に認識することの可能な内視鏡観察装置が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

実施例の説明に先立ち、本発明の作用効果について詳しく説明する。

ここでは、脂肪内に存在する血管を観察する場合における脂肪と血管の分光特性に用いて説明する。

波長が 1000 nm以上の光に対する脂肪と血管の分光吸収特性には図1に示すような関係がある。図1において、縦軸は透過率(単位: %)、横軸は波長(単位: nm)をそれぞれ表している。

図1に示すように、 1450 nm近傍と 1900 nm近傍において、脂肪と血管とで吸収特性が大きく異なる波長帯域があることがわかる。図1ではこれらの波長帯域を符号A, Bを用いて示してある。これらの波長帯域A, Bにおいては、血管による光の吸収の度

10

20

30

40

50

合いが脂肪による光の吸収の度合いの2倍以上となっており、他の波長領域に比べて吸収特性の違いが著しいものとなっている。

【0017】

また、図1に示すように、脂肪の透過率が、2200nm近傍までの波長に対してほぼ比例的に増加することがわかる。一般に、散乱体の透過率が波長に比例して増加する場合、散乱体の散乱係数が波長に反比例して小さくなっていると考えられる。

よって、脂肪は、2200nm近傍までの波長に対しては、散乱係数が反比例的に低下する、即ち、波長が長くなるにしたがって散乱の影響が小さくなっていくと考えられる。これは、光が脂肪表面を通過して血管が分布している深さまで、散乱によって減衰されることが比較的少ない状態で到達できることを意味している。

10

【0018】

血管が分布している深さまで到達した光のうち、血管が位置する部位に入射した光は、血管において所定量吸収される。血管で吸収されなかった光は、血管が存在しない部位に入射した光とともに反射（後方散乱などを含む）されて、脂肪の表面から射出される。

そこで、このような血管のある部位とない部位とで強度の異なる所定波長の反射光を観察すれば、脂肪の中を走行する血管の位置を認識することができると考えられる。

【0019】

しかるに、このとき、上述したように、波長帯域A、Bにおいては、血管による光の吸収の度合いが脂肪による光の吸収の度合いの2倍以上となっており、他の波長領域に比べて吸収特性の違いが著しいものとなっている。

20

このため、これらの波長帯域Aや波長帯域Bの波長を含む光を脂肪内に存在する血管を観察するための照射光として用いれば、他の波長領域の光を用いた場合と比べて、血管が存在する部位に照射した光の光量低下が顕著になる。その結果、血管が存在する部位と存在しない部位とにおける観察時の反射光の光量の差異を格段に際立たせることができ、微弱な光であっても、血管の位置を高精度に認識できるものと考えられる。

【0020】

そこで、本発明者は、内視鏡観察装置において、これらの波長帯域の光（即ち、1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の波長を含む近赤外光）を生体に照射するための照明光学系と、生体が反射した光を撮像素子の撮像面に結像することにより生体の近赤外画像を取得する撮像光学系を用いて、脂肪内に分布する血管を観察すれば、血管とその周りの脂肪との間に明確なコントラストのついた画像を取得することができることを想到するに至った。

30

本発明の内視鏡観察装置によれば、例えば、図2(b)に示すような血管像19を観察することができる。なお、1200nm以上2200nm以下の波長であっても、血管と脂肪の分光吸収特性に大きな変化がない波長領域（1450nm近傍、1900nm近傍のいずれの波長も含まない）の近赤外光を用いて観察した場合には、図2(a)に示すように、脂肪18と血管19との間にそれほど十分なコントラストがつかず、血管の走行状態を確認することはできない。

【0021】

ところで、照明光学系から照射された光は、1450nm近傍又は1900nm近傍の光であっても、その一部は血管に到達しないで脂肪表面で反射する。しかし、撮像光学系に脂肪表面で反射した光が入射するとハレーションが生じ、血管像のコントラストを著しく低下させてしまう。

40

そこで、本発明の内視鏡観察装置では、そのハレーション防止対策として、照明光学系と撮像光学系にそれぞれ偏光子を有し、さらに、前記生体で反射して前記撮像光学系中の偏光子に入射する偏光の偏光方向と該撮像光学系中の偏光子の偏光方向とが直交するようにしている。

【0022】

例えば、照明光学系と撮像光学系がそれぞれ別個の光路上に偏光子を有し、それぞれの前記偏光子を互いに偏光方向が直交するように配置する。

50

また、例えば、照明光学系と撮像光学系のうち、一方が1/2波長板と偏光子を有し、他方が前記一方とは異なる光路上に偏光子を有し、それぞれの前記偏光子を互いに偏光方向が同じになるように配置する。

また、例えば、照明光学系と撮像光学系が1/4波長板と偏光子を共有し、前記1/4波長板と前記偏光子を、該1/4波長板の光学軸と該偏光子の偏光方向とのなす角度が45°となるように配置する。

【0023】

このようにすれば、照明光学系から照射される光は、一定の偏光方向を有し、脂肪表面で反射する。この脂肪表面で反射した光は、そのほとんど全てが入射光と同様に、一様の偏光状態を保っている。そして、撮像光学系に備わる偏光子に入射する光が、この撮像光学系に備わる偏光子を介して遮光される。したがって、本発明の内視鏡観察装置によれば、脂肪表面で反射した光によるハレーションを防ぐことができる。一方、脂肪の内部（血管が分布している深さ）で反射した光は、散乱などにより偏光状態が乱れ、無偏光に近い状態になる。そして、撮像光学系に備わる偏光子に入射したときに撮像光学系の偏光子と偏光方向が一致する一部の光が透過する。このため、脂肪の内部に分布する血管を観察することができる。

10

【0024】

また、一般に、観察物体の表面近傍で後方散乱された光は、偏光状態の変化が小さいことから、観察物体に入射した光の一部は偏光状態が保たれている。脂肪の場合も同様に、表面近傍で後方散乱された光は偏光状態の変化が小さい。

20

しかるに、脂肪内の血管は、表面から2~3mm程度の深さに存在することから、表面近傍で後方散乱された光は脂肪内の血管像を観察するうえではノイズとなり得る。

しかし、本発明の内視鏡観察装置によれば、上述のように、照明光学系と撮像光学系にそれぞれ偏光子を有し、さらに、前記生体で反射して前記撮像光学系中の偏光子に入射する偏光の偏光方向と該撮像光学系中の偏光子の偏光方向とが直交する構成としたので、これらのノイズも撮像光学系中の偏光子でカットすることによって低減できる。

【0032】

本発明による内視鏡観察装置は、1200nm以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置であって、1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の波長を含む近赤外光と1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍及び1900nm近傍のいずれの波長も含まない近赤外光とを生成する光源ユニットと、前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれ異なる前記近赤外光を生体に対して異なる照明状態（即ち、異なる照明波長の照明光を照明する状態）で照明する照明ユニットと、前記生体が反射したそれぞれ異なる前記近赤外光を撮像素子の撮像面に結像することにより該生体の近赤外画像を取得する撮像ユニットと、前記撮像ユニットが取得したそれぞれ異なる前記近赤外画像に加工を加える画像処理ユニットと、を備え、前記画像処理ユニットは、それぞれ異なる照明状態において撮像されたそれぞれ異なる前記近赤外画像を基にして生体内の特定部位のコントラスト強調を行うように構成されていることを特徴としている。

30

【0033】

観察対象部位は、必ずしも平坦な構造をしているとは限らない。このため、照明光学系からの照明光の出射部と観察対象部位との位置関係によっては、観察対象部位の表面における照明光の照度が不均一になることがある。そのような場合、血管が走行している深さまで到達して反射する光の強度も不均一になってしまうので、観察対象部位の像の全体にわたってはコントラストのよい血管像を描出することができない。

40

ところで、図1に示したように、血管が存在する部位では、1450nm±100nmの波長帯域や1900nm±100nmの波長帯域における光の吸収率が、それ以外の波長領域（例えば、1700±100nm）の光の吸収率に比べて高い。

【0034】

しかるに、本発明の内視鏡観察装置では、この血管の吸収特性を利用して、2つの異な

50

る照明状態（即ち、ここでは、血管での吸収率の度合いの大きい波長帯域の光とそれ以外の波長帯域の光というように、2つの異なる照明波長の照明光を照明した状態）で撮像した観察対象部位の画像データに対して所定の画像処理（例えば、2つの異なる照明波長の光を照明することによって得られた画像の照度比を求め、その照度比に応じて画像データを2値化する等の画像処理）を施すことによって、血管像とその背景の像とのコントラストを強調するようにしている。

このようにすると、観察像の全体にわたって、血管の存在する部位と存在しない部位とを、例えば、白と黒とで2値化する等、コントラスト強調された画像として観察することができるので、観察対象部位が平坦な構造をしていなくても観察対象部位における血管の位置を明確に認識することができる。

10

【0035】

また、本発明による内視鏡観察装置は、1200nm以上の近赤外光の分光吸収特性の違いを利用して生体内の特定部位を識別する内視鏡観察装置であって、1200nm以上2200nm以下であって1450nm近傍又は1900nm近傍の波長を含む近赤外光を生成する複数の光源ユニットと、それぞれの前記光源ユニットと光学的に接続され、それぞれ異なる前記近赤外光を生体に対して異なる照明状態（即ち、ここでは、異なる照明方向から照明光を照明する状態）で照明する複数の照明ユニットと、前記生体が反射したそれぞれ異なる前記近赤外光を撮像素子の撮像面に結像することにより該生体の近赤外画像を取得する撮像ユニットと、前記撮像ユニットが取得したそれぞれ異なる前記近赤外画像に加工を加える画像処理ユニットと、を備え、前記画像処理ユニットは、それぞれ異なる照明状態において撮像されたそれぞれ異なる前記近赤外画像を基にして生体内の特定部位のコントラスト強調を行うように構成されていることを特徴としている。

20

【0036】

観察対象部位への照明方向によっては、観察対象部位の表面における照明光の照度が大きく異なり、血管が存在しない部位であっても撮像素子を介して得られる光が暗くなる部位が生じ、そのような部位の像と血管像とのコントラストが弱くなる場合がある。このため、一方向からの照明では、観察対象部位の像の全体にわたってはコントラストのよい血管像を描出することができない場合が生じ得る。

ところで、上述したように、血管が存在する部位では、 $1450\text{nm} \pm 100\text{nm}$ の波長帯域や $1900\text{nm} \pm 100\text{nm}$ の波長帯域における光の吸収率が、それ以外の波長領域（例えば、 $1700 \pm 100\text{nm}$ ）の光の吸収率に比べて高い。

30

このため、異なる複数方向から観察対象部位に光を照射した場合、血管以外の部位では、照射方向によって撮像素子を介して得られる光の明るさの変化が大きいのに対し、血管では、照射方向によって撮像素子を介して得られる光の明るさの変化が非常に小さい。

即ち、例えば、異なる2方向のうちの一方向から照射した場合に、暗く撮像される部位は、他方向から照射した場合に明るく撮像され得る。これに対し、血管では、いずれの方向から照射しても、得られる光の明るさはほとんど変化せず暗く撮像される。

そこで、異なる2方向からの照明によって得られた2つの画素信号を合算しその平均を算出すると、血管以外の部位が画像領域全体で見た場合に暗い領域がなくなるため、暗く撮像される血管部位とのコントラストを強調することができるようになる。

40

【0037】

しかるに、本発明の内視鏡観察装置では、この血管の吸収特性を利用して、2つの異なる照明状態（即ち、ここでは、2つの異なる照明方向から照明光を照明した状態）で撮像した観察対象部位の画像データに対して所定の画像処理（例えば、異なる2方向からの照明によって得られた2つの画素信号を合算しその平均を算出する等の画像処理）を施すことによって、血管像とその背景の像とのコントラストを強調することができるようにしている。

このようにすると、観察対象部位が平坦な構造をしていなくても観察対象部位における血管の位置を明確に認識することができる。

【実施例1】

50

【 0 0 5 4 】

図 3 は本発明の参考例である実施例 1 にかかる内視鏡観察装置の概略構成を示す説明図である。

実施例 1 の内視鏡観察装置は、脂肪内に在る血管の走行状態を観察する内視鏡観察装置であり、図 3 に示すように、実施例 1 の内視鏡観察装置は、生体の腹部 2 B 内に挿入されるスコープ 2 2 に撮像素子 1 5 を内蔵したカメラヘッド 2 3 を装着し、観察対象部位 4 0 の画像を取得することが可能に構成されたビデオスコープ 2 4 と、スコープ 2 2 を通して観察対象部位 4 0 に照明光を供給する光源装置 2 5 と、カメラヘッド 2 3 に内蔵された撮像素子 1 5 からの信号を処理する画像処理ユニット 2 6 と、画像処理ユニット 2 6 から出力される映像信号を表示するための TV モニター 2 7 により構成されている。

10

【 0 0 5 5 】

スコープ 2 2 は、硬性の挿入部 3 1 と、それに続いて設けられた把持部 3 2 と、把持部 3 2 の後端に設けられた接眼部 3 3 より成り、把持部 3 2 の側部の口金にライトガイドケーブル 3 4 が接続されている。

挿入部 3 1 内には照明光を伝送するためのライトガイド 3 5 が挿通され、ライトガイド 3 5 はライトガイドケーブル 3 4 を介してその端部に設けられたライトガイドコネクタ 3 6 により光源装置 2 5 に着脱可能に接続されている。

【 0 0 5 6 】

光源装置 2 5 内にはランプ点灯制御回路 3 7 が設けられ、ランプ点灯制御回路 3 7 から、1 2 0 0 n m 以上 2 2 0 0 n m 以下であって 1 4 5 0 n m 近傍又は 1 9 0 0 n m 近傍の波長を含む近赤外領域の光を発光するハロゲンランプ等のランプ 3 8 に、電源が供給されるようになっている。

20

ランプ 3 8 から発せられた光は、照明光路上に配置された集光レンズ 3 9 により、ライトガイドコネクタ 3 6 のライトガイド 3 5 の入射端面に集光され、ライトガイド 3 5 により挿入部 3 1 の先端部（出射端面）に伝送されるようになっている。

ライトガイド 3 5 の先端部から出射された光は、腹部 2 B 内の胃等の観察対象部位 4 0 に照明光として照射されるようになっている。

【 0 0 5 7 】

挿入部 3 1 の先端部には照明窓に隣接して観察窓が設けられ、観察窓を通して対物レンズ 4 1 によって取得された観察対象部位 4 0 の光学像が、リレー光学系 4 2 によりリレー光学系の後端面まで伝送されるようになっている。リレー光学系 4 2 の後端面に伝送された観察対象部位 4 0 の像は、接眼レンズ 4 3 を通し、接眼レンズ 4 3 の後方に配置された撮像レンズ 4 4 により撮像素子 1 5 の撮像面上に結像されるようになっている。

30

【 0 0 5 8 】

なお、本願では、例えば、実施例 1 の内視鏡観察装置における、光源装置 2 5、ライトガイド 3 5、照明窓を含めた、観察対象部位 4 0 に近赤外光を照射する光学部材の集合体が、本発明の照明光学系に相当する。また、例えば、実施例 1 の内視鏡観察装置における、観察窓、対物レンズ 4 1、リレー光学系 4 2、接眼レンズ 4 3、撮像レンズ 4 4 を含めた、観察対象部位 4 0 の像を撮像素子 1 5 の撮像面上に結像する光学系の集合体が、本発明の撮像光学系に相当する。また、例えば、実施例 1 の内視鏡観察装置における、光源装置 2 5 が、本発明の光源ユニットに相当する。また、例えば、実施例 1 の内視鏡観察装置における、ライトガイド 3 5 及び、観察対象部位 4 0 に近赤外光を照射する光学部材の集合体を備えたスコープ 2 2 が、本発明の照明ユニットに相当する。また、例えば、実施例 1 の内視鏡観察装置における、観察対象部位 4 0 の像を撮像素子 1 5 の撮像面上に結像する光学系の集合体を備えたビデオスコープ 2 4 が、本発明の撮像ユニットに相当する。

40

【 0 0 5 9 】

ここで、実施例 1 の内視鏡観察装置では、ハレーション防止手段として、挿入部 3 1 の先端部の観察窓と照明窓に、それぞれ偏光子 4 5 a、4 5 b が設けられており、偏光子 4 5 a、4 5 b は、観察対象部位 4 0 で反射して撮像光学系中の偏光子 4 5 a に入射する偏光の偏光方向と撮像光学系中の偏光子 4 5 a の偏光方向とが直交するように構成されてい

50

る。

【0060】

また、実施例1の内視鏡観察装置には、撮像レンズ44と撮像素子15との間の光路上に、図4(a)に示すように、 $1450\text{nm} \pm 100\text{nm}$ の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルター13が配置されている。

【0061】

図5は実施例1の内視鏡観察装置におけるハレーション防止手段として挿入部31の先端部に設けられた、2つの偏光子の一配置例を示す説明図である。

図5に示す配置例では、2つの偏光子45a, 45bは、互いに偏光方向が直交するように配置され、且つ、1つの偏光子45として一体化されている。

詳しくは、照明光学系中の偏光子45aは、照明窓を覆うように配置されている。また、撮像光学系中の偏光子45bは、観察窓を覆うとともに、偏光方向が偏光子45aの偏光方向と直交するように配置されている。

【0062】

このように構成された実施例1の内視鏡観察装置では、光源装置25より出射し、ライトガイド25を経た照明光は、偏光子45aを介して一定の偏光状態に保たれて、観察対象部位40に照射される。

観察対象部位40に照射された照明光のうち、脂肪18を通過して血管19が分布する領域に到達して反射(後方散乱などを含む)された光は、偏光が解消された状態で観察対象部位40の表面から射出されて観察窓に配置された偏光子45bに入射する。このとき、偏光子45bの偏光方向と一致しない光は遮断されるが、偏光子45bの偏光方向と一致する一部の光が偏光子45bを透過して、撮像素子15の撮像面まで光学的に伝送され、血管像が形成される。

一方、観察対象部位40の表面で反射した光は、照明光の偏光状態が保たれて、偏光子45に入射したときの偏光方向が、偏光子45の偏光方向と直交するため、ほぼ全ての光が偏光子45を透過することができず、遮光される。

このため、実施例1の内視鏡観察装置によれば、偏光子45a、45bの効果により、スコープ22の挿入部先端と観察対象部位40の位置関係によらず、観察対象部位40の表面で反射した光によるハレーションを抑えることができる。

【0063】

また、図1を用いて説明したように、 1450nm 近傍では、血管による光の吸収の度合いが脂肪による吸収の度合いの2倍以上となっており、血管像に明瞭なコントラストをつけることができる。

しかるに、実施例1の内視鏡観察装置では、バンドパスフィルター13を介して、 1450nm を中心として $\pm 100\text{nm}$ の帯域の光を利用して画像を構築するようにしたので、偏光子の影響により観察窓を透過する光の量が制限されるにもかかわらず明るい血管像を描出することができる。

なお、バンドパスフィルター13は、図4(b)に示すように、 $1900 \pm 100\text{nm}$ の波長帯域を透過する特性を有するものに置き換えても同様の効果が得られる。また、撮像光学系中の偏光子45bは必ずしも観察窓に配置することはなく、観察窓から撮像素子15の撮像面までの配置可能な空間に配置すれば、観察窓に配置した場合と同様の効果が得られる。

【0064】

図6は実施例1の変形例にかかる内視鏡観察装置の概略構成を示す説明図である。

実施例1の変形例の内視鏡観察装置における光源装置25'と、挿入部31の先端に配置される観察対象部位40の表面で反射した光によるハレーションを防止する手段(偏光子45)以外の構成については、上述した装置構成と同じであるので、説明を省略する。

【0065】

図7は光源装置25'の一構成例を示す説明図であり、(a)は光源装置25'の光路中

10

20

30

40

50

に配置される回転ディスクの構成を示す平面図、(b)は光源装置25'における回転ディスクの配置例を示す概略構成図である。

回転ディスクには同心円上に2種類のバンドパスフィルターが配置されている。その1つは、図4(a)に示すように、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルターである。もう1つは、図8に示すように、 $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルターである。

なお、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルターの代わりに、 $1900\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルターを配置してもよい。

このような構成では、回転ディスクが回転軸を中心にして一定の速度で回転することにより、上記2種類のバンドパスフィルターは、順次、光源光路中に挿入される。その結果、観察対象部位40には照明窓を通して2種類の波長帯域の光が交互に照射される。

【0066】

ところで、観察対象部位40は、必ずしも平坦な構造をしているとは限らない。このため、照明窓と観察対象部位40との位置関係によっては、観察対象部位40の表面における照明光の照度が不均一になることがある。そのような場合、血管が走行している深さまで到達して反射する光の強度も不均一になってしまうので、観察対象部位40の像の全体にわたってはコントラストのよい血管像を描出することができない。

そこで、実施例1の変形例の内視鏡観察装置では、図7(b)に一構成例として示した光源装置25'を用いて、 1450 nm や 1900 nm の波長と比較的近傍の波長領域であって、図1に示すグラフにおいて、脂肪における光の吸収特性と血管における光の吸収特性にほとんど差がない $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を観察対象部位40に照射して、血管が走行している深さまで到達して反射する光の画像も、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域又は $1900 \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を観察対象部位40に照射して、血管が走行している深さまで到達して反射する光の画像とともに取得するようにしている。そして、画像処理ユニット26において、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ 又は $1900 \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を介して撮像した画像信号を $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を介して撮像した画像信号で割算して規格化することにより、コントラストの高い血管像を描出するようにしている。

【0067】

図9は実施例1の変形例の内視鏡観察装置における観察対象部位40の画像のコントラストの強調処理手順の一例を示すフローチャートである。図9の例では $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光と $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光とを用いている。

まず、光源装置25'を介して $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光で観察対象部位40を照射し、そのときに血管19が分布する領域に到達して反射(後方散乱)し、偏光子45bを通過した光を、撮像素子15で撮像して第1の画像信号(ここでは画像信号1とする)を取得する(ステップS1)。

また、光源装置25'を介して $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光で観察対象部位40を照射し、そのときに血管19が分布する領域に到達して反射(後方散乱)し、偏光子45bを通過した光を、撮像素子15で撮像して第2の画像信号(ここでは画像信号2とする)を取得する(ステップS2)。

【0068】

画像処理ユニット26は、撮像素子15で撮像された1画素の領域ごとに、画像信号1を画像信号2で割り算する(即ちここでは、画像信号1÷画像信号2)。そして、 $1/2 > 1$ のときに、その画素の領域の画像が白として表示されるように画像処理し、それ以外(即ち、 $1/2 < 1$)のときに、その画素の領域の画像が黒として表示されるように画像処理する(ステップS3)。

このように、画像処理ユニット26では、 $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を介して撮像した画像信号を基にして、各画素の領域における画像を2値化して、TVモニター27を介して表示されるようにしている。

10

20

30

40

50

【0069】

図1に示したように、血管が存在する部位では、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域や $1900\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域における光の吸収率が、それ以外の波長領域（例えば、 $1700 \pm 100\text{ nm}$ ）の光の吸収率に比べて高い。このため、 $1700\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を介して得られる画像信号 2に比べて $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を介して得られる画像信号 1の値が極端に小さくなる。従って、血管が存在する部位では、画像信号 1を画像信号 2で割り算した値は1を大きく下回る値となる。

一方、血管が存在しない部位では、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域や $1900\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域における光の吸収率と、それ以外の波長領域（例えば、 $1700 \pm 100\text{ nm}$ ）の光の吸収率とにそれほど差異はない。従って、血管が存在する部位では、画像信号 1を画像信号 2で割り算した値は1に近似した値となる。

10

【0070】

実施例1の変形例の内視鏡観察装置における画像処理ユニット26は、この血管の吸収特性を利用して、2つの異なる照明状態（即ち、ここでは、血管での吸収率の度合いの大きい波長帯域の光とそれ以外の波長帯域の光というように、2つの異なる照明波長の照明光を照明した状態）で撮像した観察対象部位40の画像データに対して上述のような画像処理を施すことによって、血管像とその背景の像とのコントラストを強調するようにしたものである。

このため、実施例1の変形例の内視鏡観察装置によれば、観察像の全体にわたって、血管の存在する部位と存在しない部位とを白と黒との2値化された画像として観察することができるので、観察対象部位40が平坦な構造をしていなくても観察対象部位40における血管19の位置を明確に認識することができる。

20

【0071】

なお、本発明の内視鏡観察装置におけるハレーション防止手段としての偏光子を含む偏光素子の構成は、観察対象部位40で反射して撮像光学系中の偏光子45aに入射する偏光の偏光方向と撮像光学系中の偏光子45aの偏光方向とが直交する構成であれば、図5に示した配置例に限定されるものではなく、その他の構成であってもよい。

【0072】

図10は本発明の内視鏡観察装置におけるハレーション防止手段の他の構成例を示す説明図であり、(a)は側面図、(b)は平面図である。

30

図10に示す構成例のハレーション防止手段は、挿入部31の先端において、物体側から順に配置された4分の1波長板45cと偏光子45aとからなる1つの偏光素子45で構成されている。偏光素子45は、照明光学系と撮像光学系とで共有されている。

4分の1波長板45cと偏光子45aは、4分の1波長板45cの光学軸に対して偏光子45aの偏光方向が45度の角度をなすように配置されている。

実施例1の変形例の内視鏡観察装置では、図10に示す構成例のハレーション防止手段が採用されている。

【0073】

このように構成された実施例1の変形例の内視鏡観察装置では、照明窓から射出された光は、偏光子45aを透過した光が所定の偏光方向の偏光となり、さらに4分の1波長板を透過することにより円偏光に変換される。そして、観察対象部位40の表面で反射した円偏光が、再び4分の1波長板45cに入射し、4分の1波長板45cを透過することにより偏光子45aの偏光方向と垂直な偏光に変換される。このため、偏光子45aに入射した4分の1波長板45cからの偏光は透過されずに遮断される。

40

【0074】

なお、図5、図10に示したハレーション防止手段は、もちろん実施例1と実施例1の変形例のいずれにも適用可能である。

【0075】

図11は本発明の内視鏡観察装置に適用可能なハレーション防止手段のさらに他の構成

50

例を示す説明図であり、(a)は照明窓及び観察窓とハレーション防止手段との配置関係を示す平面図、(b)は(a)におけるハレーション防止手段の側面図、(c)は(b)の平面図である。

図11に示した構成例のハレーション防止手段は、観察窓か照明窓のうちの一方に物体側から順に2分の1波長板45c'と偏光子45aを有し、他方に偏光子45bのみを有して構成されている。この場合、偏光子45a、45bは、互いに偏光方向が同一になるように配置されている。なお、図11では、説明の便宜上、観察窓に2分の1波長板45c'と偏光子45aを有し、照明窓に偏光子45bを有した構成を示してある。

【0076】

図11に示すように構成されたハレーション防止手段を採用した内視鏡観察装置によれば、照明窓から射出された光は、偏光子45bを透過した光が所定の偏光方向の偏光となる。そして、観察対象部位40の表面で反射した偏光が、2分の1波長板45c'を透過することにより偏光方向が90度回転した偏光に変換される。このため、偏光子45aに入射した2分の1波長板45c'からの偏光は透過されずに遮断される。

【0077】

さらに、実施例1の内視鏡観察装置は、図3に示すように、生体を挟んで撮像光学系と反対側の空間に挿入可能な反射板51を備えている。

観察対象部位40が、例えば、胃大網18の場合、血管19は胃大網18に蓄積された脂肪中に存在するものの、胃から剥離されていることがある。

しかるに、実施例1の内視鏡観察装置によれば、このような場合には、スコープ22が体内に挿入されているのとは別の場所から、反射板51を挿入して、観察対象部位40を挟んでスコープ22の挿入部31の先端とは反対側の空間に位置させることができる。このようにすると、反射板51を介して、観察対象部位40を透過した光を反射させて、再び、観察対象部位40に照射し、観察対象部位40を透過させた光についても撮像光学系を介して観察することにより、観察画像の強度を増強させることが可能となる。その結果、血管とその他の部分とのコントラストがより一層明瞭になり、脂肪内に分布する血管をさらに識別し易くすることができる。

なお、反射板51を用いる場合において、照明窓から出射した照明光が反射板51に直接当たってしまい、反射板51で反射した光が観察窓に入射することがあっても、図5、図10、図11に示したようなハレーション除去手段を用いることよりそのような光は遮断することができる。

【0078】

また、実施例1の内視鏡観察装置における反射板51の反射面に偏光解消板を付加してもよい。このようにすると、観察対象部位40を透過したときに偏光状態が保たれた光のうち、反射板51で反射された光は全て無偏光状態になる。このため、再び、観察対象部位40を透過し、血管の画像情報を含んだ光が観察窓に入射したときには、ハレーション防止手段で完全に遮断されることなく、対物レンズ41に取り込まれる。

【実施例2】

【0079】

図12は本発明の実施例である実施例2にかかる内視鏡観察装置の概略構成を示す説明図である。

実施例2の内視鏡観察装置は、図3又は図6に示した実施例1又は実施例1の変形例の内視鏡観察装置に、更に第2の照明光学系を備えて構成されている。

第2の照明光学系は、第2の光源装置55と、第2のライトガイドケーブル65と、照明用シース66を有して構成されている。

第2の光源装置55は、第1の光源装置25と同様に構成されている。

第2のライトガイドケーブル65は、第1の光源装置25におけるライトガイド35と同様に第2のライトガイド(図示省略)を備えて構成されている。また、第2のライトガイドケーブル65は、その一端が第2の光源装置55に接続され、他端が照明用シース66に接続されている。

10

20

30

40

50

そして、このように構成された第2の照明光学系は、腹部2Bの別の挿入部から照明用シース66を介して第2のライトガイドを挿入し、第2のライトガイドによって伝送された照明光を観察対象部位40に照射可能となっている。

【0080】

例えば、実施例1の内視鏡観察装置における反射板51のように、第2のライトガイドを備えた第2のライトガイドケーブル65を観察対象部位40のスコープ22とは反対側の空間に侵入させて、観察対象部位40をスコープ22とは反対側の空間から透過照明することもできるようになっている。

【0081】

なお、この場合、照明用シース66の先端部には、偏光子(図示省略)を回転可能な状態で取付け、照明用シース66の手元側操作部66aに設けた操作ハンドル(図示省略)を操作することにより、この偏光子を透過して観察対象部位に照射される照明光の偏光方向が、スコープ22側に取付けられた撮像光学系中の偏光子の偏光方向に対して直交する状態になるよう調整できるような構造とするのが望ましい。

また、照明用シース66の先端66b付近を軟性チューブのように屈曲可能な部材で構成し、手元側操作部66aに設けた操作ハンドルにより屈曲自在な構造とするのが望ましい。

【0082】

また、照明用シース66の手元側操作部66aから先端部までリレー光学系(図示省略)を挿通し、手元側操作部66aにはリレー光学系と第2のライトガイドを接続するジョイント部(図示省略)を設けるようにしても良い。その場合、照明用シース66に取付ける偏光子をジョイント部を介して回転自在に配置すれば、ジョイント部の回転を介して所望の偏光状態の照明光を作り出して、リレー光学系では偏光が保存された状態で、観察対象部位40に照射することができる。

【0083】

このような構成によれば、複雑な回転機構を必要とすることなく、照明用シース66に取付けられた偏光子を介して出射される照明光の偏光方向を、スコープ22側に取付けられた撮像光学系中の偏光子の偏光方向に対して直交するように調整することが可能である。

【0084】

また、照明用シース66の先端部分にリレー光学系の光軸を所望の角度に折り曲げる光学部材を設けるのが好ましい。そのようにすれば、照明方向を調整し易くすることができる。なお、リレー光学系の光軸を所望の角度に折り曲げる光学部材としては、反射板やプリズムミラーなどを用いることができる。

【0085】

このように構成された実施例2の内視鏡観察装置によれば、第1の光源25と第2の光源55を同時に点灯させ、観察対象部位40に対して透過照明と落射照明を同時に行うことで、ハレーションを防止しながら観察対象部位40内に存在する血管の走行状態をより一層明瞭に描出することができる。

また、第1の光源装置25と第2の光源装置55を選択的に点灯させて、2つの異なる照明状態で撮像した観察対象部位40の画像データに対して画像処理ユニット26を介して所定の演算処理を加えることにより、血管像のコントラスト強調を行うようにすることも可能となる。

【0086】

図13は実施例2の内視鏡観察装置における観察対象部位40の画像のコントラストの強調処理手順の一例を示すフローチャートである。なお、図13の例では、第1の光源装置25と第2の光源装置55は、いずれもが $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を照明光として出射する構成である。勿論、いずれもが $1900\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域の光を照明光として出射する構成であってもよい。

まず、第1の光源25と第2の光源55のいずれか一方を点灯し他方を消灯して、点灯

10

20

30

40

50

した一方の光源の方向（ここではA方向とする）から照明したときに血管19が分布する領域に到達して反射（後方散乱）し、偏光子45bを通過した光を、撮像素子15で撮像して第1の画像信号（ここでは画像信号Aとする）を取得する（ステップS11）。

次いで、第1の光源25と第2の光源55の他方を点灯し一方を消灯して、点灯した他方の光源の方向（ここではB方向とする）から照明したときに血管19が分布する領域に到達して反射（後方散乱）し、偏光子45bを通過した光を、撮像素子15で撮像して第2の画像信号（ここでは画像信号Bとする）を取得する（ステップS12）。

【0087】

画像処理ユニット26は、撮像素子15で撮像された1画素の領域ごとに、画素信号Aと画素信号Bを合算しその平均を算出する（即ちここでは、（画像信号A + 画像信号B） \div 2）。

10

【0088】

観察対象部位40への照明方向によっては、観察対象部位40の表面における照明光の照度が大きく異なり、血管が存在しない部位であっても撮像素子15を介して得られる光が暗くなる部位が生じ、そのような部位の像と血管像とのコントラストが弱くなる場合がある。このため、一方向からの照明では、観察対象部位40の像の全体にわたってはコントラストのよい血管像を描出することができない場合が生じ得る。

【0089】

図1に示したように、血管が存在する部位では、 $1450\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域や $1900\text{ nm} \pm 100\text{ nm}$ の波長帯域における光の吸収率が、それ以外の波長領域（例えば、 $1700 \pm 100\text{ nm}$ ）の光の吸収率に比べて高い。このため、異なる複数方向から観察対象部位40に光を照射した場合、血管以外の部位では、照射方向によって撮像素子15を介して得られる光の明るさの変化が大きいのに対し、血管では、照射方向によって撮像素子15を介して得られる光の明るさの変化が非常に小さい。

20

即ち、実施例2の内視鏡観察装置において、第1の光源25と第2の光源55のいずれか一方の方向（A方向）から照射した場合に、暗く撮像される部位は、他方（B方向）から照射した場合に明るく撮像され得る。これに対し、血管では、A方向、B方向のいずれの方向から照射しても、得られる光の明るさはほとんど変化せず暗く撮像される。

従って、画素信号Aと画素信号Bを合算しその平均を算出すると、血管以外の部位が画像領域全体で見た場合に暗い領域がなくなるため、暗く撮像される血管部位とのコントラストを強調することができる。

30

【0090】

実施例2の内視鏡観察装置における画像処理ユニット26は、この血管の吸収特性を利用して、2つの異なる照明状態（即ち、ここでは、2つの異なる照明方向から照明光を照明した状態）で撮像した観察対象部位40の画像データに対して上述のような画像処理を施すことによって、血管像とその背景の像とのコントラストを強調することができるようにしたものである。

このため、実施例2の内視鏡観察装置によれば、観察対象部位40が平坦な構造をしていなくても観察対象部位40における血管19の位置を明確に認識することができる。

【実施例3】

40

【0091】

実施例3の内視鏡観察装置は、ハレーション防止手段以外の基本的な装置構成については、図3に示した実施例1の内視鏡観察装置とほぼ同じである。便宜上、図3を用いて説明する。

実施例3のハレーション防止手段は、スコープ22の観察窓と照明窓とに、それぞれ、互いの偏光方向が直交するようにして配置された偏光子と、反射板51の反射面側に配置された4分の1波長板とで構成されている。

【0092】

このように構成された実施例3の内視鏡観察装置では、反射板51を観察対象部位40を挟んでスコープ22と対向するように配置して、観察対象部位40に対して透過照明を

50

行う場合、反射板 5 1 の反射面に配置される 4 分の 1 波長板の光学軸が偏光素子の偏光方向に対して 4 5 度の角度をなすように反射面の向きを調整する。このようにすると、光源装置 2 5 より出射し、ライトガイド 2 5 を経た照明光は、照明窓に配置された偏光子を介して一定の偏光状態に保たれて、観察対象部位 4 0 に照射される。観察対象部位 4 0 を透過した偏光は、4 分の 1 波長板で円偏光に変換されて反射板 5 1 に入射する。反射板 5 1 で反射した円偏光は 4 分の 1 波長板で照明窓に配置された偏光子の偏光方向と直交する偏光方向の偏光に変換される。即ち、実施例 3 の内視鏡観察装置によれば、観察対象部位 4 0 を透過した偏光を反射面側に設けた 4 分の 1 波長板を往復させることで、偏光方向が 9 0 度回転するようにして、再び観察対象部位 4 0 を透過させることができる。

これにより、観察対象部位 4 0 を透過した光は、観察窓に配置された偏光子で遮断されること無く撮像素子の撮像面まで到達する。このため、実施例 3 の内視鏡観察装置によれば、ハレーションを防止しながら観察対象部位 4 0 内に存在する血管の走行状態をより一層明瞭に描出することができる。

【産業上の利用可能性】

【0119】

本発明の内視鏡観察装置は、手術対象部位の血管の配置（走行状態）を正確に認識して低侵襲に外科手術を行うことが求められている医療の分野において特に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0120】

【図 1】波長が 1 0 0 0 n m 以上の光に対する脂肪と血管の分光吸収特性を示すグラフである。

【図 2】本発明の内視鏡観察装置を用いて血管の観察像のコントラストの状態を示す説明図であり、(a)は血管と脂肪の分光吸収特性に大きな変化がない波長領域（1 4 5 0 n m 近傍、1 9 0 0 n m 近傍のいずれの波長も含まない）近赤外光を用いて観察した場合、(b)は血管と脂肪の分光吸収特性に大きな変化がある波長領域（1 4 5 0 n m 近傍又は 1 9 0 0 n m 近傍の波長を含む）近赤外光を用いて観察した場合をそれぞれ示している。

【図 3】本発明の実施例 1 にかかる内視鏡観察装置の概略構成を示す説明図である。

【図 4】バンドパスフィルターの分光透過率特性を示すグラフであり、(a)は 1 4 5 0 n m ± 1 0 0 n m の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルター、(b)は 1 9 0 0 n m ± 1 0 0 n m の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルターをそれぞれ示している。

【図 5】実施例 1 の内視鏡観察装置におけるハレーション防止手段として挿入部 3 1 の先端部に設けられた、2 つの偏光子の一配置例を示す説明図である。

【図 6】実施例 1 の変形例にかかる内視鏡観察装置の概略構成を示す説明図である。

【図 7】実施例 1 の変形例の内視鏡観察装置における光源装置 2 5 ' の一構成例を示す説明図であり、(a)は光源装置 2 5 ' の光路中に配置される回転ディスクの構成を示す平面図、(b)は光源装置 2 5 ' における回転ディスクの配置例を示す概略構成図である。

【図 8】1 7 0 0 n m ± 1 0 0 n m の波長帯域を透過する特性を有するバンドパスフィルターの分光透過率特性を示すグラフである。

【図 9】実施例 1 の変形例の内視鏡観察装置における観察対象部位 4 0 の画像のコントラストの強調処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図 1 0】本発明の内視鏡観察装置におけるハレーション防止手段の他の構成例を示す説明図であり、(a)は側面図、(b)は平面図である。

【図 1 1】本発明の内視鏡観察装置に適用可能なハレーション防止手段のさらに他の構成例を示す説明図であり、(a)は照明窓及び観察窓とハレーション防止手段との配置関係を示す平面図、(b)は(a)におけるハレーション防止手段の側面図、(c)は(b)の平面図である。

【図 1 2】本発明の実施例 2 にかかる内視鏡観察装置の概略構成を示す説明図である。

【図 1 3】実施例 2 の内視鏡観察装置における観察対象部位 4 0 の画像のコントラストの強調処理手順の一例を示すフローチャートである。

10

20

30

40

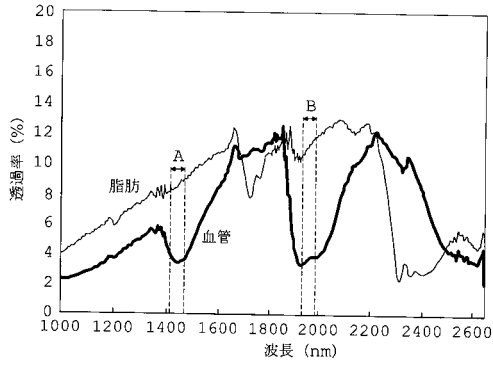
50

【符号の説明】

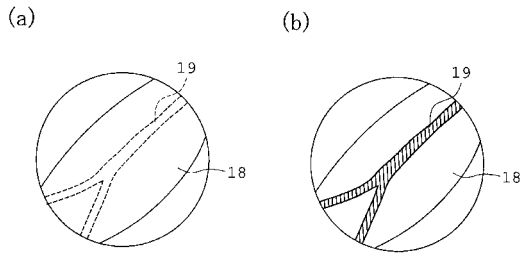
【0121】

2 B	生体の腹部	
1 3	バンドパスフィルター	
1 5	撮像素子	
1 8	胃大網	
1 9	血管	
2 2	スコープ	
2 3	カメラヘッド	
2 4	ビデオスコープ	10
2 5 , 2 5 '	光源装置	
2 6	画像処理ユニット	
2 7	TVモニター	
3 1	挿入部	
3 2	把持部	
3 3	接眼部	
3 4	ライトガイドケーブル	
3 5	ライトガイド	
3 6	ライトガイドコネクタ	
3 7	ランプ点灯制御回路	20
3 8	ランプ	
3 9	集光レンズ	
4 0	観察対象部位	
4 1	対物レンズ	
4 2	リレー光学系	
4 3	接眼レンズ	
4 4	撮像レンズ	
4 5	偏光素子	
4 5 a , 4 5 b	偏光子	
4 5 c	4分の1波長板	30
4 5 c '	2分の1波長板	
5 1	反射板	
5 5	第2の光源装置	
6 5	第2のライトガイドケーブル	
6 6	照明用シース	
6 6 a	手元側操作部	
6 6 b	先端	

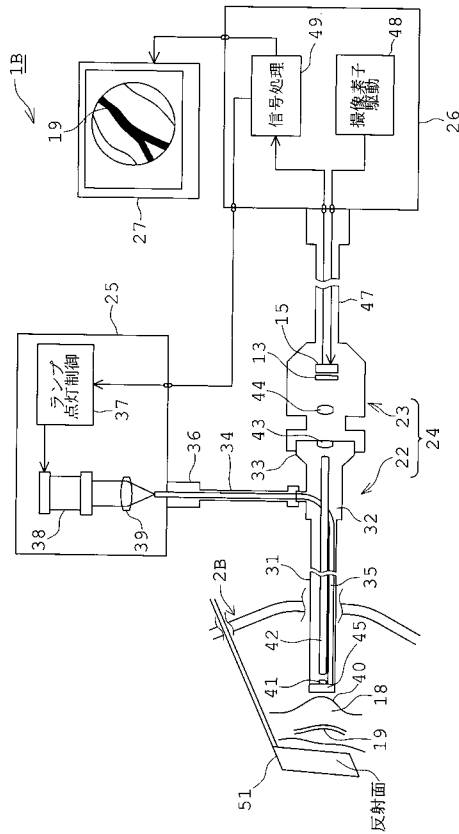
【図1】



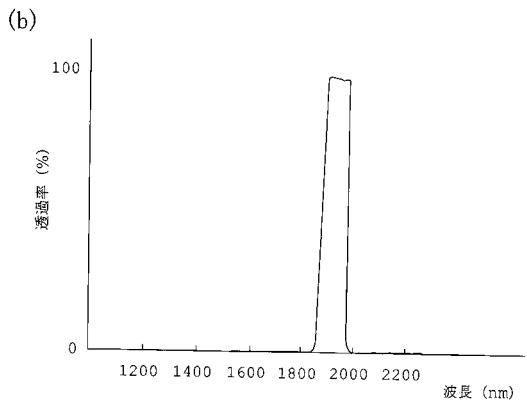
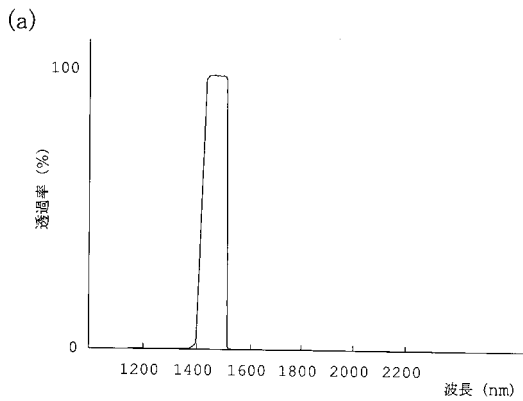
【図2】



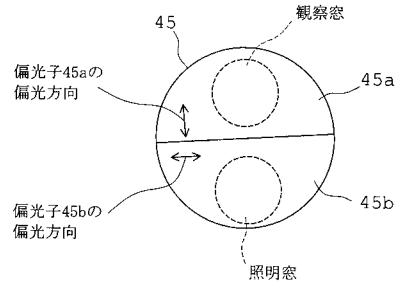
【図3】



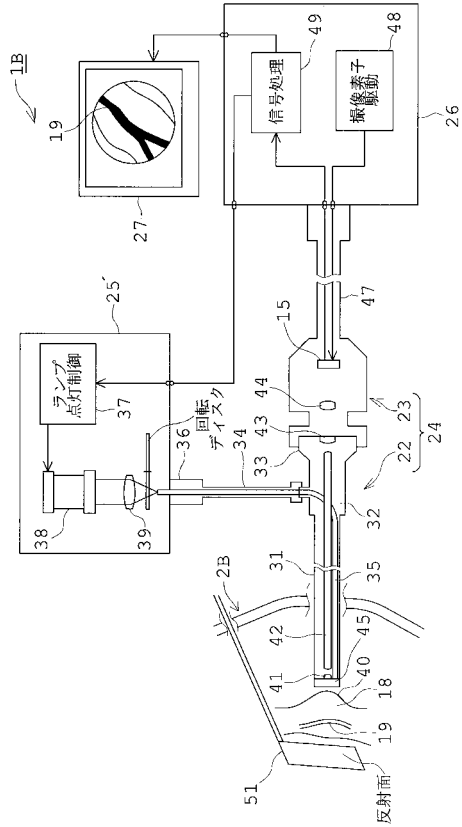
【図4】



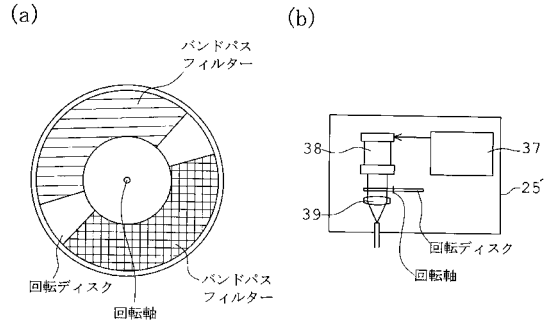
【図5】



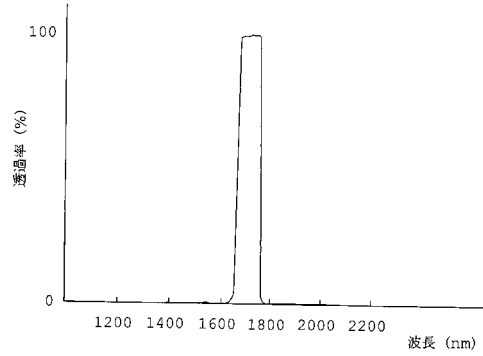
【図6】



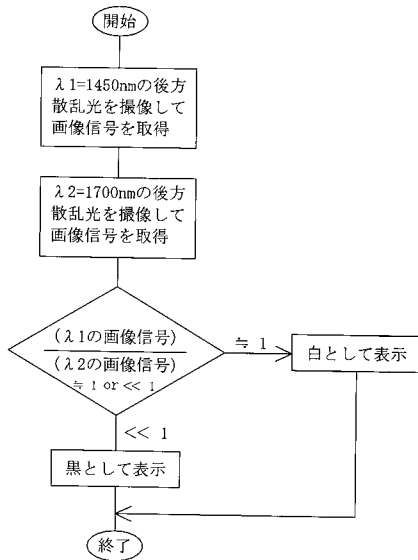
【図7】



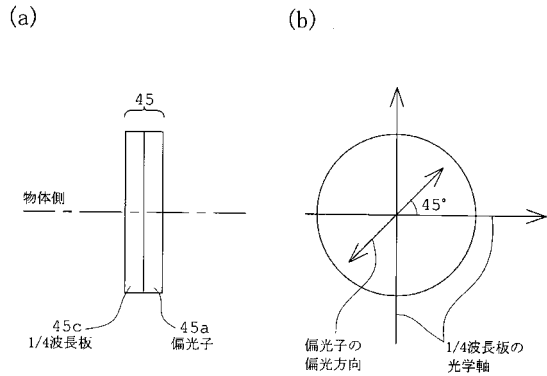
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (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 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 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 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

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平11-332821(JP,A)
特開平06-022968(JP,A)
特開昭64-076827(JP,A)
特開2005-218680(JP,A)
特開2001-041880(JP,A)
特表2005-512686(JP,A)
特表2005-507731(JP,A)
特開平05-307144(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜观察装置		
公开(公告)号	JP5148071B2	公开(公告)日	2013-02-20
申请号	JP2006115450	申请日	2006-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
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		
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	石渡裕 西田浩幸 原野健二 浅田大輔 半田啓二		
发明人	石渡 裕 西田 浩幸 原野 健二 浅田 大輔 半田 啓二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.300.T A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/07.730 A61B1/07.735 G02B23/24.C G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA28 2H040/DA18 2H040/GA01 2H040/GA11 4C061/AA24 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ03 4C061/QQ08 4C061/RR13 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/WW08 4C161/AA24 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ03 4C161/QQ08 4C161/RR13 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/WW08		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2007282965A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用最低限度，提供一种能够准确地识别血管的位置分布在感兴趣的脂肪的内窥镜观察装置侵入性外科手术。本发明涉及一种通过利用在1200nm的或多个近红外光内窥镜观察装置的光谱吸收特性的差异，用于识别在1200nm的或2200nm或更低体内的特定位点，1450纳米或接近1900nm附近的对于通过成像的近红外光，其特征在于，所述生物体反射的成像装置15的成像表面上照射近红外光到活体包括生物的近红外图像的波长的照明光学系统用于获取成像光学系统中，具有各自的照明光学系统和成像光学系统偏振器进一步，通过活体反射的偏振的光的偏振方向入射在成像光学系统中的偏振器并且成像光学系统中的偏振器的偏振方向彼此正交。点域

【图 1】

