

(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2012-179232  
(P2012-179232A)

(43) 公開日 平成24年9月20日 (2012.9.20)

(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 2 H 0 4 O

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 D 4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2011-43994 (P2011-43994)	(71) 出願人	000002130
(22) 出願日	平成23年3月1日 (2011.3.1)		住友電気工業株式会社
			大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号
		(74) 代理人	100088155
			弁理士 長谷川 芳樹
		(74) 代理人	100113435
			弁理士 黒木 義樹
		(74) 代理人	100108257
			弁理士 近藤 伊知良
		(74) 代理人	100110582
			弁理士 柴田 昌聰
		(72) 発明者	長谷川 健美
			神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電
			気工業株式会社横浜製作所内

最終頁に続く

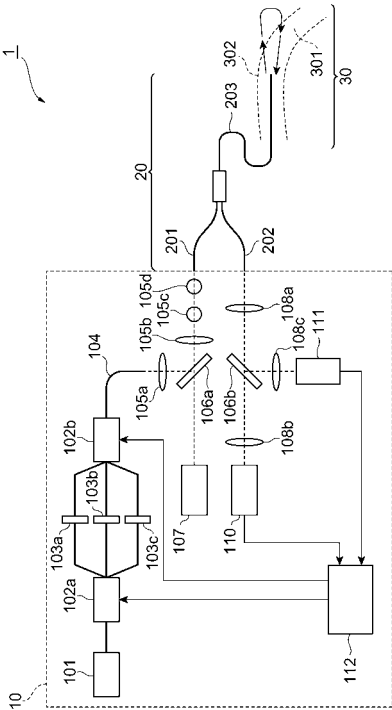
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】撮影波長において波長依存的な減衰特性を持つ媒体中において内視鏡観察を行う際に観察距離が変動しうる場合においても対象物体中の物質組成に関する安定した情報を得る。

【解決手段】内視鏡装置1は、コンソール10およびカテーテル20を備える。コンソール10は、近赤外光源101、光バンドパスフィルタ103a~103c、近赤外カメラ111および演算部112等を含む。カテーテル20は、照明用光ファイバ201、画像伝送用光ファイバ202および外套203を含む。演算部112は、観察対象領域に存在する少なくとも1種類の媒体の撮影波長における光減衰係数の情報と、観察対象領域に存在する少なくとも1種類の標的物質の撮影波長における光減衰係数の情報とに基づいて、演算処理において、媒体が撮影波長において透明であった場合に撮影されるべき仮想的な画像データを計算する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

800nm～2500nmの波長範囲内の3以上の撮影波長において照明光を出力する近赤外光源と、

前記近赤外光源から出力された照明光を観察対象領域まで伝送する照明用光ファイバと、

前記照明用光ファイバにより伝送された照明光が照射された前記観察対象領域の画像を伝送する画像伝送用光ファイバと、

前記撮影波長で光検出帯域を有し、前記画像伝送用光ファイバにより伝送された画像を撮像して画像データを出力する近赤外カメラと、

前記近赤外光源から前記近赤外カメラまでの光路上に配置され、前記3以上の撮影波長のうちの何れかの撮影波長の光を選択的に透過させる光フィルタと、

前記近赤外カメラから出力された画像データに演算処理を施して加工された画像データを出力する演算部と、

を備え、

前記演算部は、

前記観察対象領域に存在する少なくとも1種類の媒体の前記撮影波長における光減衰係数の情報と、前記観察対象領域に存在する少なくとも1種類の標的物質の前記撮影波長における光減衰係数の情報とに基づいて、前記演算処理において、前記媒体が前記撮影波長において透明であった場合に撮影されるべき仮想的な画像データを計算する、

ことを特徴とする内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記撮影波長数がN、前記媒体の種類数がAであり、

前記演算部は、前記観察対象領域に存在するB種類の標的物質の前記撮影波長における光減衰係数の情報を保持し、

$N = A + B + 1$  が成立し、

前記A種類の媒体、前記B種類の標的物質、および波長に依存しない光減衰特性を持つ仮想媒体それぞれについて前記N個の撮影波長における光減衰係数を配列して得られるN次正方行列の行列式が非零となる前記N個の撮影波長が選択され、

前記演算処理において、前記A種類の媒体、前記B種類の標的物質および前記仮想媒体それぞれによる光減衰への寄与量を計算し、前記A種類の媒体のうちの1または2種類の標的物質および前記仮想媒体それぞれに寄与量に応じた色を割り当てて擬似カラー画像データとして出力する、

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記媒体は水であり、

前記標的物質は脂質であり、

前記仮想媒体は波長に依存しない減衰係数を有し、

前記撮影波長は、1710～1730nmの波長範囲に含まれる第1の波長と、1710～1730nmの波長範囲に含まれない第2および第3の波長と、を含む、

ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

内視鏡装置は、血管や消化管などの管腔臓器の内腔を観察し、内壁の形状情報や物質組成情報などの疾患の治療に必要な情報を得るのに用いられている。さらに、内視鏡装置は

10

20

30

40

50

、肉眼で観察できる可視光の画像だけでなく、肉眼には不可視の赤外光の画像をカメラで撮影して解析することにより、物質組成についてより詳細な情報を得ることができている。

【0003】

特許文献1に記載された内視鏡装置は、近赤外域の複数波長の光を観察対象領域に照射して画像を取得し、これら複数波長の光それぞれについての画像に対して演算処理を施すことで、生体の血管内を観察して脂質・酸化型脂質・内膜などの物質の分布情報を強調表示や着色表示の方法で提示することを意図している。

【0004】

また、特許文献2に記載された内視鏡装置は、複数波長の照射光を用いて撮影した画像と標準画像とを用いて、血流量や酸素飽和度などの機能情報を2次元画像として表示することを意図している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特表2005-507731号公報

【特許文献2】特開昭63-311937号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

20

しかし、特許文献1に記載された内視鏡装置では、水や血液などの媒体中で対象物質を観察する際に、内視鏡先端から対象物までの距離に依存して物質に関する測定値が変動してしまい、物質に関する正確な情報が得られない問題があった。これは、近赤外の波長域においては、対象物だけでなく、対象物と内視鏡との間に存在する水や血液などの媒体も波長に依存した光吸収特性を持つからである。

【0007】

媒体中での観察距離が変動した場合においても観察対象物の物質組成について安定な情報を得るためには、3以上の波長を用いて撮影を行うことが有効である。特許文献2には、3波長の照明光を用いて取得された画像データを演算することによって酸素飽和度の分布画像が得られることが記載されている。

30

【0008】

しかし、特許文献2には、媒体の影響を除去する方法は開示されていない。その結果、特許文献2に記載された内視鏡装置は、胃や腸における可視光での内視鏡観察のように媒体が透明と見なせる条件下において酸素飽和度や血流量の分布を観察することには有効であったが、血管内における近赤外光での内視鏡観察のように媒体が透明でない状況下において血管壁の脂質を観察することには有効でなかった。

【0009】

なぜなら、前者の場合では、対象物質（酸化型および還元型ヘモグロビン）の光吸収に特徴が現れる波長帯（569nm～850nm）において観察光路上の媒体（空気または水）は透明と見なせるのに対し、後者の場合は、対象物質（脂質）の光吸収に特徴が現れる波長（1700nm～1760nm）において観察光路上の媒体（水または血液）もまた特徴的な光吸収を有するからである。

40

【0010】

本発明は、上記問題点を解消する為になされたものであり、撮影波長において波長依存的な減衰特性を持つ媒体中において内視鏡観察を行う際に観察距離が変動しうる場合においても対象物体中の物質組成に関する安定した情報を得ることができる内視鏡装置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】

【0011】

本発明の内視鏡装置は、(1) 800nm～2500nmの波長範囲内の3以上の撮影波

50

長において照明光を出力する近赤外光源と、(2) 近赤外光源から出力された照明光を観察対象領域まで伝送する照明用光ファイバと、(3) 照明用光ファイバにより伝送された照明光が照射された観察対象領域の画像を伝送する画像伝送用光ファイバと、(4) 撮影波長で光検出帯域を有し、画像伝送用光ファイバにより伝送された画像を撮像して画像データを出力する近赤外カメラと、(5) 近赤外光源から近赤外カメラまでの光路上に配置され、3以上の撮影波長のうちの何れかの撮影波長の光を選択的に透過させる光フィルタと、(6) 近赤外カメラから出力された画像データに演算処理を施して加工された画像データを出力する演算部と、を備えることを特徴とする。

【0012】

さらに、本発明の内視鏡装置では、演算部は、観察対象領域に存在する少なくとも1種類の媒体の撮影波長における光減衰係数の情報と、観察対象領域に存在する少なくとも1種類の標的物質の撮影波長における光減衰係数の情報とに基づいて、演算処理において、媒体が撮影波長において透明であった場合に撮影されるべき仮想的な画像データを計算することを特徴とする。

【0013】

本発明によれば、近赤外光を用いて観察対象物質の組成を可視化するとともに、観察対象ではない媒体を透明化するので、照明用光ファイバおよび画像伝送用光ファイバや対象物の動きなどによって光路上の媒体の量の変動した場合でも、表示される色合いが変化せず、画像を見る者にとって判断が容易な画像を提供することができる。

【0014】

本発明の内視鏡装置では、撮影波長の数がN、媒体の種類数がAであり、演算部は、観察対象領域に存在するB種類の標的物質の撮影波長における光減衰係数の情報を保持し、 $N = A + B + 1$ が成立し、A種類の媒体、B種類の標的物質、および波長に依存しない光減衰特性を持つ仮想媒体それぞれについてN個の撮影波長における光減衰係数を配列して得られるN次正方形行列の行列式が非零となるN個の撮影波長が選択され、演算処理において、A種類の媒体、B種類の標的物質および仮想媒体それぞれによる光減衰への寄与量を計算し、A種類の媒体のうち1または2種類の標的物質および仮想媒体それぞれに寄与量に応じた色を割り当てて擬似カラー画像データとして出力するのが好適である。この場合、観察対象物質の組成を可視化し、観察対象ではない媒体を透明化するとともに、波長に依存しない明るさの情報を保存して表示できるので、画像を見る者にとって判断が容易な画像を提供することができる。

【0015】

本発明の内視鏡装置では、媒体は水であり、標的物質は脂質であり、仮想媒体は波長に依存しない減衰係数を有し、撮影波長は、1710～1730nmの波長範囲に含まれる第1の波長と、1710～1730nmの波長範囲に含まれない第2および第3の波長と、を含むのが好適である。この場合、心筋梗塞などの原因となりうる危険な血管ブランクを検出することができる。

【発明の効果】

【0016】

本発明の内視鏡装置は、撮影波長において波長依存的な減衰特性を持つ媒体中において内視鏡観察を行う際に観察距離が変動する場合においても対象物体中の物質組成に関する安定した情報を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本実施形態の内視鏡装置1の構成図である。

【図2】水およびブランク脂質それぞれの減衰率の波長依存性を示すグラフである。

【図3】1550nm、1650nmおよび1720nmの各波長における水およびブランク脂質それぞれの減衰率を示す図表である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

10

20

30

40

50

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

【0019】

図1は、本実施形態の内視鏡装置1の構成図である。内視鏡装置1は、コンソール10およびカテーテル20を備える。コンソール10は、近赤外光源101、光スイッチ102a、光スイッチ102b、光バンドパスフィルタ103a~103c、光ファイバ104、レンズ105a~105d、波長選択鏡106a、106b、可視光光源107、レンズ108a~108c、可視光カメラ110、近赤外カメラ111および演算部112を含む。カテーテル20は、照明用光ファイバ201、画像伝送用光ファイバ202および外套203を含む。

10

【0020】

近赤外光源101は、血管壁内の脂質（検出すべき標的物質）および血管内に注入された水（媒体）それぞれが特徴的な光減衰特性を有する800nm~2500nmの波長範囲内の3以上の撮影波長の照明光を出力する。好適には、近赤外光源101は、1550nm~1730nmの波長範囲内の3以上の撮影波長の照明光を出力する。撮影波長は、1710~1730nmの波長範囲に含まれる第1の波長と、1710~1730nmの波長範囲に含まれない第2および第3の波長と、を含む。

【0021】

光スイッチ102aは、近赤外光源101から出力された照明光を入力し、この照明光を光バンドパスフィルタ103a~103cのうちの何れか1つへ出力する。光バンドパスフィルタ103aは中心波長1550nmの光を選択的に透過させる。光バンドパスフィルタ103bは中心波長1650nmの光を選択的に透過させる。光バンドパスフィルタ103cは中心波長1720nmの光を選択的に透過させる。光バンドパスフィルタ103a~103cそれぞれの透過帯域の帯域幅は5nm~20nmである。光スイッチ102bは、光バンドパスフィルタ103a~103cのうちの何れかから到達した照明光を光ファイバ104へ結合する。近赤外光源101、光スイッチ102a、102bおよび光バンドパスフィルタ103a~103cは光ファイバにより光学的に接続されているのが好ましい。

20

【0022】

光ファイバ104は、光スイッチ102bから出力された照明光を入力端に入力して導波し、その導波した照明光を出力端から空間中へ出力する。可視光光源107は、波長範囲360nm~830nmの可視光（白色光）を出力する。波長選択鏡106aは、光ファイバ104の出力端から出力されてレンズ105aによりコリメートされた照明光を反射させるとともに、可視光光源107から出力された可視光を透過させて、これら照明光と可視光とを同軸にしてレンズ105bへ出力する。

30

【0023】

照明用光ファイバ201および画像伝送用光ファイバ202は、外套203の内腔を通過して近位端（コンソール10側）から遠位端（測定対象側）まで延びている。照明用光ファイバ201は、波長選択鏡106aから出力されてレンズ105b~105dを経た照明光および可視光を入力端（近位端）に入力して、これらの光を伝送し出力端（遠位端）から出力して観察対象領域（血管30の内腔）へ照射する。

40

【0024】

照明用光ファイバ201の出力端から出力された照明光および可視光は、赤血球による光散乱を低減するために血管30の内腔に注入された水301を通過して血管壁302に達し、血管壁302において反射または散乱される。その反射または散乱された光の少なくとも一部は、再び水301を通過して画像伝送用光ファイバ202の入力端（遠位端）に入力される。画像伝送用光ファイバ202は、照明用光ファイバ201により伝送された照明光および可視光が照射された観察対象領域の画像を入力端（遠位端）から出力端（近位端）へ伝送する。

【0025】

50

近赤外カメラ 111 は、近赤外光源 101 から出力される近赤外域の照明光の波長において光検出帯域を有する。近赤外カメラ 111 は、画像伝送用光ファイバ 202 により伝送され出力端から出力されてレンズ 108a、波長選択鏡 106b およびレンズ 108c を経て到達した画像を撮像して画像データを出力する。

【0026】

可視光カメラ 110 は、可視光光源 107 から出力される可視光の波長帯の少なくとも一部において光検出帯域を有する。可視光カメラ 110 は、画像伝送用光ファイバ 202 により伝送され出力端から出力されてレンズ 108a、波長選択鏡 106b およびレンズ 108b を経て到達した画像を撮像してカラー画像データを出力する。

【0027】

演算部 112 は、近赤外カメラ 111 から出力された画像データを入力するとともに、可視光カメラ 110 から出力された画像データをも入力して、画像データに演算処理を施して、加工された画像データを出力する。また、演算部 112 は、2つの光スイッチ 102a、102b を同期的に切替えることで、カテーテル 20 に結合される近赤外光の波長を切替え、各々の波長において近赤外カメラ 111 から出力される画像データを入力して演算処理を施す。

【0028】

演算部 112 は、観察対象領域に存在する少なくとも 1 種類の媒体（水 301）の撮影波長における光減衰係数の情報と、観察対象領域に存在する少なくとも 1 種類の標的物質（血管壁 302 中の脂質）の撮影波長における光減衰係数の情報とに基づいて、演算処理において、媒体が撮影波長において透明であった場合に撮影されるべき仮想的な画像データを計算する。この演算処理は具体的には以下のとおりである。

【0029】

照明用光ファイバ 201 の遠位端から出射される近赤外域の 3 つの撮影波長それぞれの照明光のパワー  $P_s[i]$  は、予め測定されて、その測定値が演算部 112 により保持される。照明用光ファイバ 201 の遠位端から出射される照明光のうち一体比率のパワーの光は、水 301 および血管壁 302 を経て近赤外カメラ 111 の受光部に到達して検出される。したがって、近赤外カメラ 111 により検出される近赤外光パワー  $P_D[i]$  と照明用光ファイバ 201 の遠位端から出射される照明光のパワー  $P_s[i]$  とから、減衰率  $R[i]$  は下記の式（1）で表される。ただし、 $i$  は波長の番号を表す。

【0030】

【数 1】

$$\log R[i] = \log P_s[i] - \log P_D[i] \quad (i=1, \dots, 3) \quad (1)$$

【0031】

この減衰率  $R[i]$  の波長依存性から観察対象領域の物質組成に関する情報を抽出する。そのために、照明光の光路に存在する主たる物質が水 301 と血管壁 302 であるという事前知識を利用する。そして、減衰率  $R[i]$  の波長依存性は、水 301、血管壁 302 内の脂質、および光減衰が波長に依存しない仮想物質の 3 種類の寄与に分解されると仮定する。すなわち、下記の式（2）式を仮定する。

【0032】

【数 2】

$$\log R[i] = c_1 a_1[i] + c_2 + c_3 a_3[i] \quad (i=1, \dots, 3) \quad (2)$$

【0033】

ここで、 $a_1$  は脂質の光減衰係数であり、 $a_3$  は水の光減衰係数であり、これらは事前に測定または推定され、演算部 112 に保持されている。 $c_1$  は血管壁 302 内の脂質の寄与の大きさを示し、 $c_2$  は仮想物質の寄与の大きさを示し、 $c_3$  は水 301 の寄与の大きさを示す。この寄与の大きさは物質の量だけでなく光散乱係数にも依存するので、物質の正確な量を求めることは必ずしも容易でない。しかし、この寄与の大きさは、類似した

10

20

30

40

50

対象物の間での特定成分の量の相対的な大小を比較するためには十分有用であり、脂質を含まない正常な血管壁と脂質を多く含む異常な血管壁とを区別するのに用いることができる。

#### 【 0 0 3 4 】

血管に生じるプラークの一種である脆弱性プラークは、脂質を多く含有し、繊維皮膜が薄く、炎症を来していることを特徴としており、急性心筋梗塞の要因の一つと考えられている。脆弱性プラークを同定して治療することは重要である。そのためには、血管壁 3 0 2 に存在する脂質を検出することが望ましい。しかし、式 ( 1 ) が示すように、近赤外カメラ 1 1 1 で検出される光パワーのスペクトルは、脂質だけでなく血管内腔に注入された水によっても影響を受けるので、例えばカテーテル 2 0 先端から血管壁 3 0 2 までの距離が心臓の拍動などのために変動することにより、水 3 0 1 による影響の大きさも変動し、血管壁 3 0 2 内も脂質による寄与を同定することが困難となる。そこで、次の式 ( 3 ) および式 ( 4 ) で表される補正検出パワー  $P_D' [i]$  を求める。

#### 【 0 0 3 5 】

##### 【 数 3 】

$$\log P_D' [i] = \log P_S [i] - \log R' [i] \quad (3)$$

#### 【 0 0 3 6 】

##### 【 数 4 】

$$\log R' [i] = c_1 a_1' [i] + c_2 \quad (i = 1, \dots, 3) \quad (4)$$

#### 【 0 0 3 7 】

補正検出パワー  $P_D' [i]$  は、仮に水 3 0 1 が透明であって血管壁 3 0 2 内の脂質が表示色の色を持っていると仮定した場合に観察されるべきパワーに相当する。3 波長の補正検出パワー  $P_D' [i]$  を可視光の三原色に割り当てて補正画像として表示する。 $a_1'$  は、脂質の表示色であり、画像を見る者にとって識別しやすい色 (例えば三原色の緑) に設定されることが好ましい。

#### 【 0 0 3 8 】

この補正画像は、生の画像に比べて、カテーテル 2 0 先端から血管壁 3 0 2 までの距離が変動することによる色調の変化が低減されているので、画像を見る者にとって血管壁 3 0 2 の脂質の量を判断することが容易となる。さらに、第 2 成分として波長に無依存の光減衰を有する仮想物質を設定することにより、波長に依存しない明暗の分布の情報は保存されるので、注目する標的物質 (脂質) にだけ着色したような画像を得ることができ、見る者にとって判断が容易となる。

#### 【 0 0 3 9 】

上記式 ( 3 ) および式 ( 4 ) に従って補正画像を計算するためには、式 ( 1 ) と ( 2 ) を解いて  $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  を求める必要がある。そのためには、次式 ( 5 ) で与えられる行列 A の行列式が非零であることが必要である。

#### 【 0 0 4 0 】

##### 【 数 5 】

$$A = \begin{pmatrix} a_1[1] & 1 & a_3[1] \\ a_1[2] & 1 & a_3[2] \\ a_1[3] & 1 & a_3[3] \end{pmatrix} \quad (5)$$

#### 【 0 0 4 1 】

水およびプラーク脂質それぞれは吸収および散乱により光を減衰させるが、各々の減衰率の波長依存性は図 2 および図 3 に表される。そこで、波長 [1]、[2]、[3] を 1 5 5 0 nm、1 6 5 0 nm、1 7 2 0 nm と選ぶことにより、次式 ( 6 ) に示すように行列 A の行列式が非零となるようにすることができ、式 ( 1 ) および式 ( 2 ) を解いて  $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  が求められる。そして、これら  $c_1$ 、 $c_2$  を用いることで、式 ( 3 ) および式 ( 4 )

10

20

30

40

50

から補正検出パワー  $P_D' [i]$  を求めることができる。

【 0 0 4 2 】

【 数 6 】

$$\det A = \det \begin{pmatrix} 1.34 & 1 & 2.17 \\ 0.05 & 1 & -0.01 \\ 3.36 & 1 & 0.09 \end{pmatrix} = -7.1 \quad (6)$$

【 0 0 4 3 】

なお、ここまでの説明では、媒体（水 3 0 1）を通して観察対象物（血管壁 3 0 2）における標的物質（脂質）の量を観察して測定する場合、観察光路における光減衰要因は、標的物質、媒体、および波長無依存の光減衰を持つ仮想媒体の3つであると仮定している。従って、波長依存の光減衰を持つ未知物質が観察光路に存在すると、標的物質または媒体の寄与について判断を誤るリスクが生じる。このようなリスクを回避するには、空間的パターンについての事前情報を利用する第1の方法と、近赤外域の照明光の撮影波長の数  $N$  を増やす第2の方法とがある。第1の方法と第2の方法とを同時に採用してもよい。

【 0 0 4 4 】

第1の方法は、近赤外カメラ 1 1 1 の画素毎に標的物質の寄与の大きさを求めて、画素毎に判断する代わりに、複数の画素の間での空間的なパターンも用いて標的物質の寄与の大きさを判断する方法である。例えば、媒体に血液などの水以外の物質が混入した状態で撮影した血管壁の画像を、媒体が水であると仮定して解析すると、媒体の光減衰の波長特性が誤差を持つので、その画像データを用いて計算した脂質の寄与量の推定に誤差が生じる。媒体は内視鏡の視野の全域にほぼ均一に存在するので、脂質の寄与量の推定の誤差も視野の全域に渡ってほぼ均一に生ずる。一方で、血管壁の脂質は血管壁の一部の範囲に局在して存在し、その隣接部に正常な血管壁が存在するという事前知識を用いると、内視鏡視野の中で一部の範囲における脂質の寄与量が周囲に比べて相対的に高い場合は、仮に脂質の寄与量の絶対値に誤差が含まれる場合でも、異常な血管壁として判断することが可能となる。

【 0 0 4 5 】

第2の方法は、近赤外域の4以上の  $N$  波長の照明光を用いて観察対象物を順次照明して対象物を撮影して画像を得る。得られた画像と照明光パワーとから  $N$  波長での光減衰量を計算し、光減衰が  $N$  個の成分からの寄与で構成されると仮定して、 $N$  個の成分の寄与量  $c_1 \sim c_N$  を下記式（7）によって求める。

【 0 0 4 6 】

【 数 7 】

$$\begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \\ c_3 \\ \vdots \\ c_N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1[1] & a_2[1] & a_3[1] & \cdots & a_N[1] \\ a_1[2] & a_2[2] & a_3[2] & \cdots & a_N[2] \\ a_1[3] & a_2[3] & a_3[3] & \cdots & a_N[3] \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_1[N] & a_2[N] & a_3[N] & \cdots & a_N[N] \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \log R[1] \\ \log R[2] \\ \log R[3] \\ \vdots \\ \log R[N] \end{pmatrix} \quad (7)$$

【 0 0 4 7 】

このとき、媒体の種類数が  $A$  であり、観察対象領域に存在しうる標的物質の種類数が  $B$  であるとしたとき、近赤外域の照明光の撮影波長の数  $N$  は、 $N = A + B + 1$  が成立する。演算部 1 1 2 は、観察対象領域に存在しうる  $A$  種類の媒体の撮影波長における光減衰係数の情報と  $B$  種類の標的物質の撮影波長における光減衰係数の情報を保持している。（7）式の右辺にある  $N$  次正方行列の逆行列は、 $A$  種類の媒体、 $B$  種類の標的物質、および波長に依存しない光減衰特性を持つ仮想媒体それぞれについて  $N$  個の撮影波長における光減衰係数を配列して得られる行列の逆行列である。この逆行列が存在するために、 $N$  個の撮影波長が適切に選択されることで  $N$  次正方行列の行列式が非零であることが必要である



。媒体が水であり、標的物質が脂質であるとき、N個の撮影波長は、1710～1730 nmの波長範囲に含まれる第1の波長と、1710～1730 nmの波長範囲に含まれない第2および第3の波長と、を含む。

【0048】

演算部112は、演算処理において、A種類の媒体、B種類の標的物質および仮想媒体それぞれによる光減衰への寄与量 $c_1 \sim c_N$ を計算し、媒体を除く1または2種類の標的物質および仮想媒体それぞれに寄与量に応じた色を割り当てて擬似カラー画像データとして出力する。すなわち、求めたN個の成分の寄与量 $c_1 \sim c_N$ のうち、下記の式(8)および式(9)のように媒体を除く3個の成分を選択して色を割り当てて可視光画像として表示することにより、注目する標的物質の分布を示す成分画像が得られる。ただし、N個の成分のうちの1つは波長に依存しない光減衰特性を有する仮想物質とし、この仮想物質には白を割り当てて明るさを表現する。これにより、波長に依存しない明暗の情報を保存しながら特定の成分に色を付けて表示できるので、見る者にとって判断が容易となる。

10

【0049】

【数8】

$$\log P'_D[i] = \log P_S[i] - \log R'[i] \quad (8)$$

【0050】

【数9】

$$\log R'[i] = c_1 a'_1[i] + c_2 a'_2[i] + c_3 \quad (i=1, \dots, 3) \quad (9)$$

20

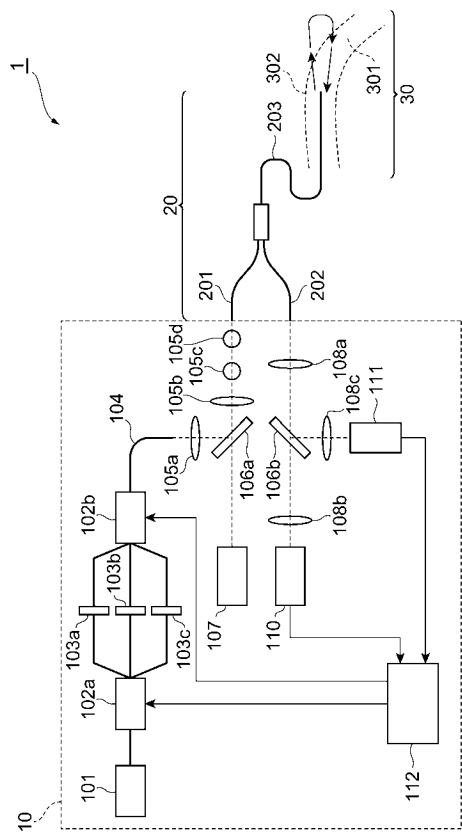
【符号の説明】

【0051】

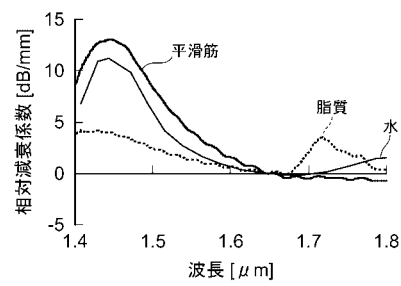
1...内視鏡装置、10...コンソール、20...カテーテル、30...血管、101...近赤外光源、102a, 102b...光スイッチ、103a～103c...光バンドパスフィルタ、104...光ファイバ、105a～105d...レンズ、106a, 106b...波長選択鏡、107...可視光光源、108a～108c...レンズ、110...可視光カメラ、111...近赤外カメラ、112...演算部、201...照明用光ファイバ、202...画像伝送用光ファイバ、203...外套、301...水、302...血管壁。

30

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

波長 [μm]	水	脂質	平滑筋
1.55	2.17	1.34	4.04
1.65	-0.01	0.05	0.01
1.72	0.09	3.36	-0.35

---

フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA23 CA07 CA11 CA27 GA05 GA06  
4C161 AA22 CC07 DD03 GG01 HH51 NN01 QQ03 RR04 RR14 RR22  
SS21 WW08

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012179232A</a>	公开(公告)日	2012-09-20
申请号	JP2011043994	申请日	2011-03-01
申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社		
[标]发明人	長谷川 健美		
发明人	長谷川 健美		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.D A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/AA22 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/QQ03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/SS21 4C161/WW08		
代理人(译)	长谷川良树 近藤 伊知良 柴田AkiraSatoshi		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

甲获取关于在即使当在培养基中进行内窥镜观察的观看距离，其中在成像波长依赖于波长的衰减特性可能会发生变化的对象的材料组成稳定的信息。内窥镜装置1包括控制台10和导管20。控制台10包括近红外光源101，光学带通滤波器103a至103c，近红外相机111，计算单元112等。导管20包括照明光纤201，图像传输光纤202和壳体203。计算部112，以及在至少一个平台存在于观察区域的成像波长的光衰减系数信息，在存在于观察对象区域的至少一个目标物质的成像波长的光衰减系数信息在计算的基础上，在计算处理中计算当介质在拍摄波长处透明时要拍摄的虚拟图像数据。点域1

