

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5250342号
(P5250342)

(45) 発行日 平成25年7月31日(2013.7.31)

(24) 登録日 平成25年4月19日(2013.4.19)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N	7/18	M
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z

請求項の数 9 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-216483 (P2008-216483)
 (22) 出願日 平成20年8月26日 (2008.8.26)
 (65) 公開番号 特開2010-51350 (P2010-51350A)
 (43) 公開日 平成22年3月11日 (2010.3.11)
 審査請求日 平成23年1月26日 (2011.1.26)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (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 辻田 和宏
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管に励起光が照射された際に該血管内の物質が発する蛍光を撮影したときの蛍光画像を取得する蛍光画像取得手段と、

前記蛍光画像と略同一の前記血管を撮影したときのそれぞれ波長域が異なる複数の分光画像を取得する分光画像取得手段と、

該分光画像取得手段により取得された前記複数の分光画像を用いて前記血管が存在する深さ位置を判別する深さ位置判別手段と、

該深さ位置判別手段により判別された前記血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて前記蛍光画像に血管強調処理を施す画像処理手段と

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記画像処理手段が、前記血管の深さ位置毎に複数の点像強度分布関数を前記画像処理条件として有するものであり、前記深さ位置判別手段の判別結果に応じて前記複数の点像強度分布関数から前記蛍光画像の画像処理に用いる前記点像強度分布関数を選択し血管強調処理を施すものであることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記画像処理手段が、前記蛍光画像における前記血管から蛍光が発光した際の該蛍光の幅とボケの広がりとに基づき前記血管の輪郭を抽出し、抽出した前記血管の輪郭を前記蛍光画像に重畳させることにより血管強調処理を行うものであり、前記血管の深さ位置に

じて異なる前記ボケの広がり幅を前記画像処理条件として有するものであることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記複数の分光画像が、白色光が照射された前記血管を撮影したときの通常観察画像に対しマトリクス演算を行うことに生成された分光推定画像であることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記複数の分光画像が波長域の異なる2つの狭帯域の光が前記血管に照射されたときに前記各狭波長域毎に取得されたものであることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記深さ位置判別手段が、前記各分光画像から血管像が抽出できるか否かを判断することにより、前記各分光画像の波長の深達度に基づき前記血管の深さ位置を判別するものであることを特徴とする請求項1から5のいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項7】

前記複数の分光画像が波長略430nmの第1分光画像と、波長略570nmの第2分光画像とを有するものであり、

前記深さ位置判別手段が、

前記第1分光画像および前記第2分光画像からそれぞれ前記血管像を抽出する処理を施す血管像抽出手段と、

該血管像抽出手段における抽出結果に基づいて前記各分光画像からそれぞれ前記血管像が存在するか否かを判定する血管有無判別手段と、

該血管有無判別手段において前記第1分光画像に前記血管像が存在すると判定された場合、前記血管が表面付近の第1深さ位置に存在すると判断し、前記第2分光画像に血管が存在すると判定された場合、前記血管が前記第1深さ位置よりも深い第2深さ位置に存在すると判断し、前記第1分光画像および前記第2分光画像の双方に前記血管が存在しないと判定された場合、血管が前記第2深さ位置よりも深い第3深さ位置に存在すると判断する深さ位置検出手段と

を有するものであることを特徴とする請求項6記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記蛍光画像内において関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに有し、該関心領域設定手段により設定された前記関心領域内について前記深さ位置判別手段による前記血管の深さ位置の判別および前記画像処理手段による画像処理が施されるものであることを特徴とする請求項1から7のいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項9】

コンピュータに、

血管に励起光が照射された際に該血管内の物質が発する蛍光を撮影したときの蛍光画像と、該蛍光画像と略同一の前記血管を撮影したときのそれぞれ波長域が異なる複数の分光画像とを取得し、

取得した前記複数の分光画像を用いて前記血管が存在する深さ位置を判別し、判別した前記血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて前記蛍光画像に画像処理を施す

ことを実行させるための画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置を用いて撮影された血管像を示す蛍光画像に対し画像処理を施す画像処理装置および方法ならびにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、固体撮像素子を用いた電子内視鏡等の撮像装置では、消化器官（胃粘膜等）における分光反射率に基づき、狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた分光イメージング、すなわち狭帯域フィルタ内蔵撮像装置（Narrow Band Imaging - NBI）が注目されている。この装置は、面順次式のR（赤）、G（緑）、B（青）の回転フィルタの代わりに、3つの狭（波長）帯域のバンドパスフィルタを設け、これら狭帯域バンドパスフィルタを介して照明光を順次出力し、これらの照明光で得られた3つの信号に対しそれぞれの重み付けを変えながらR、G、B（RGB）信号の場合と同様の処理を行うことにより、分光画像を形成するものである。このような分光画像によれば、胃、大腸等の消化器において、従来では得られなかった微細構造等が抽出される。

【0003】

10

一方、上記の狭帯域バンドパスフィルタを用いる面順次式のものではなく、特許文献1に示されるように、固体撮像素子に微小モザイクの色フィルタを配置する同時式において、白色光で得られた画像信号を基に、演算処理にて分光画像を形成することが提案されている。これは、R、G、Bのそれぞれのカラー感度特性を数値データ化したものと、特定の狭帯域バンドパスの分光特性を数値データ化したものとの関係をマトリクスデータ（係数セット）として求め、このマトリクスデータとR、G、B信号との演算により狭帯域バンドパスフィルタを介して得られる分光画像を推定した分光画像信号を得るものである。このような演算によって分光画像を形成する場合は、所望の波長域に対応した複数のフィルタを用意する必要がなく、またこれらの交換配置が不要となるので、装置の大型化が避けられ、低コスト化を図ることができる。

20

【0004】

ところで、上記のような生体観察の分野では、血管やガン細胞等を蛍光試薬により標識して、その蛍光画像を観察する手法が用いられており、その際に上記分光画像の技術を応用して蛍光画像を得ることが考えられている。たとえば蛍光試薬ICG（インドシアニングリーン）等の蛍光試薬を静脈内注射して、血管の正確な位置を把握することに蛍光画像が用いられる。ここで、生体による減衰が少ない700～1300nm範囲の近赤外領域の光を蛍光画像として取得することにより、表層から約2mm程度の深さ位置にある血管であっても位置を特定することができる。

【0005】

一方、組織の先見情報のシミュレーションと実際に得られた画像の点像強度分布に基づき、生体内の散乱による像のボケを推定して、画像処理により復元処理を行い、より鮮明な血管の像を得ることができる画像処理方法が開示されている（たとえば特許文献2参照）。

30

【特許文献1】特開2003-93336号公報

【特許文献2】特開平10-165365号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、たとえば蛍光画像内の血管像の鮮鋭度を向上させるために、蛍光画像に対し特許文献2に示すような点像強度分布に基づく血管強調処理を施すことが考えられる。しかし、蛍光画像内の血管像は血管の深さ位置によってボケ度合いが異なるため、一律な点像強度分布を用いて画質向上処理を施しても画質が向上しない場合があるという問題がある。一方、蛍光画像からは血管の深さ位置までは識別することができず、結果として蛍光画像の画質を向上させることが難しいという問題がある。

40

【0007】

そこで、本発明は、血管の深さ位置に合わせて適切に蛍光画像の画質を向上させる画像処理を施すことができる画像処理装置および方法ならびにプログラム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】

【0008】

50

本発明の画像処理装置は、血管に励起光が照射された際に血管内の物質が発する蛍光を撮影し得られた蛍光画像を取得する蛍光画像取得手段と、蛍光画像と略同一の血管を撮影し得られたそれぞれ波長域が異なる複数の分光画像を取得する分光画像取得手段と、分光画像取得手段により取得された複数の分光画像を用いて血管が存在する深さ位置を判別する深さ位置判別手段と、深さ位置判別手段により判別された血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて蛍光画像に血管強調処理を施す画像処理手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0009】

本発明の画像処理方法は、血管に励起光が照射された際に血管内の物質が発する蛍光を撮影したときの蛍光画像と、蛍光画像と略同一の血管を撮影したときのそれぞれ波長域が異なる複数の分光画像とを取得し、取得した複数の分光画像を用いて血管が存在する深さ位置を判別し、判別した血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて蛍光画像に血管強調処理を施すことを特徴とするものである。

10

【0010】

本発明の画像処理プログラムは、コンピュータに、血管に励起光が照射された際に血管内の物質が発する蛍光を撮影したときの蛍光画像と、蛍光画像と略同一の血管を撮影したときのそれぞれ波長域が異なる複数の分光画像とを取得し、取得した複数の分光画像を用いて血管が存在する深さ位置を判別し、判別した血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて蛍光画像に血管強調処理を施すことを実行させるための画像処理プログラムである。

20

【0011】

ここで、複数の分光画像は、異なる波長域の分光画像であればどのように取得されたものであってもよく、たとえば被写体に白色光を照射したときに取得された通常観察画像に対しマトリクス演算を行うことにより生成された分光推定画像であってもよいし、波長域の異なる2つの狭帯域の光が被写体に照射されたときに各狭波長域毎に撮影されたものであってもよい。

【0012】

なお、画像処理手段は、血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて血管強調処理を施すものであれば強調処理の種類は問わず、たとえば血管の深さ位置毎に複数の点像強度分布関数を画像処理条件として有するものであり、深さ位置判別手段の判別結果に応じて記憶している複数の点像強度分布関数から蛍光画像の血管強調処理に用いる点像強度分布関数を選択してもよい。

30

【0013】

あるいは、画像処理手段は、血管から蛍光が発光した際の蛍光の幅とボケの広がりとに基づき血管の輪郭を抽出し、抽出した血管の輪郭を蛍光画像に重畳させることにより血管強調処理を行うものであってもよい。このとき、画像処理手段は、血管の深さ位置に応じて異なるボケの広がり幅を画像処理条件として有することになる。

【0014】

また、深さ位置判別手段は、複数の分光画像を用いて血管が存在する深さ位置を判別するものであればよく、各分光画像から血管が抽出できるか否かを判断することにより、各分光画像の波長の深達度に基づき血管の深さ位置を判別するものであってもよい。

40

【0015】

たとえば、複数の分光画像は波長略430nmの第1分光画像と、波長略570nmの第2分光画像とを有するものであり、深さ位置判別手段は、第1分光画像および第2分光画像から血管を抽出する血管像抽出手段と、血管像抽出手段における抽出結果に基づいて各分光画像内にそれぞれ血管が存在するか否かを判別する血管有無判別手段と、血管有無判別手段において第1分光画像に血管が存在すると判断された場合、血管が表面付近の第1深さ位置に存在すると判断し、第2分光画像に血管が存在すると判断された場合、血管が第1深さ位置よりも深い第2深さ位置に存在すると判断し、第1分光画像および第2分光画像の双方に血管が存在しないと判断された場合、血管が第2深さ位置よりも深い第3

50

深さ位置に存在すると判断する深さ位置検出手段とを有するものであってもよい。

【0016】

また、深さ位置判別手段による血管の深さ位置の判別および画像処理手段による画像処理は、画像全体に対し施されるものであってもよいし、蛍光画像内において関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに有し、関心領域設定手段により設定された関心領域内について深さ位置判別手段による血管の深さ位置の判別および画像処理手段による画像処理が施されるものであってもよい。

【発明の効果】

【0017】

本発明の画像処理装置および方法ならびにプログラムによれば血管に励起光が照射された際に血管内の物質が発する蛍光を撮影したときの蛍光画像と、蛍光画像と略同一の血管を撮影したときのそれぞれ波長域が異なる複数の分光画像とを取得し、取得した複数の分光画像を用いて血管が存在する深さ位置を判別し、判別した血管の深さ位置に応じて画像処理条件を変えて蛍光画像に画像処理を施すことにより、生体組織への光の深達度が波長により異なることを利用して分光画像から血管の深さ位置を把握した上で、血管の深さ位置に応じて血管像の現れ方が異なる蛍光画像に対し血管の深さ位置に適した画像処理条件を用いて血管強調処理を施すことができるため、血管像の鮮鋭度や解像度を向上させることができる。

【0018】

なお、画像処理手段が血管の深さ位置毎に複数の点像強度分布関数を画像処理条件として有するものであり、深さ位置判別手段の判別結果に応じて記憶している複数の点像強度分布関数から蛍光画像の画像処理に用いる点像強度分布関数を選択するものであれば、蛍光画像において蛍光の散乱等により血管の深さ位置に応じて血管像のボケ度合いが異なる場合であっても、血管の深さ位置に適した画像処理条件を用いて血管強調処理を施すことができるため、血管像の鮮鋭度や解像度を向上させることができる。

【0019】

また、画像処理手段は、血管から蛍光が発光した際の蛍光の幅とボケの広がりに基づき血管の輪郭を抽出し、抽出した血管の輪郭を蛍光画像に重畳させることにより血管強調処理を行うものであり、血管の深さ位置に応じて異なるボケの広がり幅を画像処理条件として有するものであるとき、蛍光画像において蛍光の散乱等により血管の深さ位置に応じて血管像のボケ度合いが異なる場合であっても、血管の深さ位置に合わせてボケの広がり幅を設定し血管強調処理を施すことができるため、血管像の鮮鋭度や解像度を向上させることができる。

【0020】

また、複数の分光画像が被写体に白色光を照射したときに取得された通常観察画像に対しマトリクス演算を行うことに生成された分光推定画像であるとき、効率的に深達度の異なる波長毎の分光画像を取得することができる。

【0021】

さらに、深さ位置判別手段が、各分光画像から血管が抽出できるか否かを判断することにより、各分光画像の波長の深達度に基づき血管の深さ位置を判別するものであれば、光は波長により生体組織内への深達度が異なることを利用し、分光画像から血管の深さ位置を正確に判別することができる。

また、複数の分光画像が波長略430nmの第1分光画像と、波長略570nmの第2分光画像とを有するものであり、深さ位置判別手段が、第1分光画像および第2分光画像から血管を抽出する血管像抽出手段と、血管像抽出手段における抽出結果に基づいて各分光画像内にそれぞれ血管が存在するか否かを判別する血管有無判別手段と、血管有無判別手段において第1分光画像に血管が存在すると判断された場合、血管が表面付近の第1深さ位置に存在すると判断し、第2分光画像に血管が存在すると判断された場合、血管が第1深さ位置よりも深い第2深さ位置に存在すると判断し、第1分光画像および第2分光画像の双方に血管が存在しないと判断された場合、血管が第2深さ位置よりも深い第3深さ

10

20

30

40

50

位置に存在すると判断する深さ位置検出手段とを有するものであるとき、正確に血管の深さ位置を判断することができる。

【 0 0 2 2 】

また、蛍光画像内において関心領域を設定する関心領域設定手段をさらに有し、関心領域設定手段により設定された関心領域内について深さ位置判別手段による血管の深さ位置の判別および画像処理手段による画像処理が施されるものであるとき、画像処理時間を短縮し効率的な処理を行うことができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 は本発明の画像処理装置を用いた内視鏡装置の一例を示すブロック図である。内視鏡装置 1 は、光源ユニット 10、スコープ 20、画像処理装置 30 を備えている。ここで、被観察体である血管は、励起光が 600 ~ 1300 nm の波長域にある蛍光試薬を用いて染色されている。このような蛍光試薬としては、例えば、励起光波長 682 nm および蛍光波長 715 nm の蛍光試薬 D y L i g h t 6 8 0、励起光波長 747 nm および蛍光波長 776 nm の蛍光試薬 C y 7、励起光波長 785 nm および蛍光波長 805 nm の蛍光試薬 I C G (インドシアニンググリーン) などを用いることができる。

【 0 0 2 4 】

光源ユニット 10 は内視鏡による観察を行うために被写体に光を照射するものであって、キセノンランプ等の通常観察を行うための通常光源 10 a と、蛍光観察を行うための励起光源 10 b とを備えており、装置コントローラ 80 により動作が制御されている。通常光源 10 a は白色光を射出するものであり、励起光源 10 b は上述したようにたとえば 682 nm もしくは 747 nm の励起光を射出するものである。この光源ユニット 10 はスコープ 20 のライトガイド 15 に光学的に接続されており、光源ユニット 10 から射出された白色光 L 1 および励起光 L 2 はライトガイド 15 内に入射され観察窓 16 から被写体に照射される。

【 0 0 2 5 】

スコープ 20 は、結像光学系 21、撮像素子 22、C D S / A G C 回路 23、A / D 変換器 24、C C D 駆動部 25、レンズ駆動部 26 等を有しており、各構成要素はスコープコントローラ 27 により制御されている。撮像素子 22 はたとえば C C D や C M O S 等からなり、結像光学系 21 により結像された被写体像を光電変換して画像を取得するものである。この撮像素子 22 としては、例えば撮像面に M g (マゼンタ) , Y e (イエロー) , C y (シアン) , G (グリーン) の色フィルタを有する補色型、あるいは R G B の色フィルタを有する原色型が用いられる。なお、撮像素子 22 の動作は C C D 駆動部 25 により制御されている。撮像素子 22 が画像 (映像) 信号を取得したとき、C D S / A G C (相関二重サンプリング / 自動利得制御) 回路 23 がサンプリングして増幅し、A / D 変換器 24 が C D S / A G C 回路 17 から出力された内視鏡画像を A / D 変換し、画像処理装置 30 に出力される。

【 0 0 2 6 】

画像処理装置 30 は、スコープ 20 を用いて取得された通常観察画像および蛍光画像 F P を処理するものであって、たとえば D S P 等により構成されている。画像処理装置 30 は、画像取得手段 31、前処理手段 32、関心領域設定手段 33、分光画像取得手段 40、深さ位置判別手段 50、画像処理手段 60 を備えている。画像取得手段 31 は、スコープ 20 により血管に白色光 L 1 が照射された際に撮影された通常観察画像 P 0 と、血管に励起光 L 2 が照射された際に撮影された蛍光画像 F P とを取得するものである。特に、略同一の部位に対し白色光 L 1 と励起光 L 2 とを照射したときの通常観察画像 P 0 と蛍光画像 F P とを取得するため、たとえば通常観察画像 P 0 と蛍光画像 F P とは時分割方式で撮影され取得される。

【 0 0 2 7 】

前処理手段 32 は、画像取得手段 31 において取得された通常観察画像 P 0 および蛍光

10

20

30

40

50

画像 F P に対し前処理を施すものであって、たとえば通常観察画像 P 0 および蛍光画像 F P が Y C C 表色系からなっている場合には R G B 表色系に変換し、さらにガンマ変換機能、階調を調整する機能等を有している。

【 0 0 2 8 】

関心領域設定手段 3 3 は通常観察画像 P 0 および蛍光画像 F P に対し関心領域 R O I を設定するものであって、たとえば、近赤外の蛍光強度が一定値以上のである範囲を含む矩形領域を関心領域 R O I として自動的に設定する。なお、関心領域設定手段 3 3 は、マウスやキーボード等の入力部 2 から装置コントローラ 8 0 への入力に従い関心領域 R O I を設定するようにしてもよい。より好ましくは、関心領域 R O I に血管と組織・脂肪のみが含まれた範囲を指定することにより、後述する分光画像 S P 1、S P 2 を精度の良く得ることができる。

10

【 0 0 2 9 】

分光画像取得手段 4 0 は、通常観察画像 P 0 に対しマトリクスパラメータを用いてマトリクス演算を行うことにより分光推定画像 S P を生成するものである。なお、分光画像取得手段 4 0 の動作例の詳細については特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報に記載されている。分光画像取得手段 4 0 は、下記式 (1) に示すマトリクス演算を行うことにより分光推定画像 S P を生成する。

【 0 0 3 0 】

【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} SP_r \\ SP_g \\ SP_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} Pr \\ Pg \\ Pb \end{pmatrix} \quad \dots \quad (1)$$

20

【 0 0 3 1 】

なお、式 (1) において、S P r、S P g、S P b は分光推定画像 S P の各 R G B 成分、P r、P g、P b は通常観察画像 P 0 の各 R G B 成分、M₀₀ ~ M₂₂ からなる 3 × 3 行の行列はマトリクス演算を行うためのマトリクスパラメータをそれぞれ示している。

【 0 0 3 2 】

なお、波長セットとして、例えば (1, 2, 3) = (4 0 0, 5 0 0, 6 0 0) の標準セット C H 1、血管を描出するための (1, 2, 3) = (4 7 0, 5 0 0, 6 7 0) もしくは (4 7 5, 5 1 0, 6 8 5) の血管セット C H 2、C H 3、特定組織を描出するための (1, 2, 3) = (4 4 0, 4 8 0, 5 2 0) もしくは (4 8 0, 5 1 0, 5 8 0) の組織セット C H 5、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの差を描出するための (1, 2, 3) = (4 0 0, 4 3 0, 4 7 5) のヘモグロビンセット C H 6、血液とカロテンとの差を描出するための (1, 2, 3) = (4 1 5, 4 5 0, 5 0 0) の血液 カロテンセット C H 7、血液と細胞質の差を描出するための (1, 2, 3) = (4 2 0, 5 5 0, 6 0 0) の血液 細胞質セット C H 8 の 8 つの波長セットが用意されている。

30

【 0 0 3 3 】

図 2 はデータベース D B の一例を示す表である。データベース D B にはたとえば 4 0 0 n m から 7 0 0 n m の波長域を 5 n m 間隔で分けた 6 1 の波長域毎にパラメータ P_i = (M_{j0}, M_{j1}, M_{j2}) (i はデータベース D B 内に記憶されているパラメータセットを区別する符号であって i = 1 ~ 6 1、j は上記式 (1) の行列 M の行であって j = 0 ~ 2) が記憶されている。そして、使用者は生成する分光推定画像 S P の波長セット C H 1 ~ C H 8 を入力部 2 を介して入力されたとき、分光画像取得手段 4 0 は波長セット C H 1 ~ C H 8 の波長情報 1、2、3 に応じてマトリクスパラメータ (M_{j0}, M_{j1}, M_{j2}) をデータベース D B の中から抽出し、上記式 (1) のマトリクスパラメータを設定する。たとえば、分光画像 S P を生成する際の波長セットとして (1, 2, 3) = (5 0 0 n m, 6 2 0 n m, 6 5 0 n m) が選択された場合、分光画像取得手段 4 0 は

40

50

、データベースDBに記憶された61セットのパラメータ P_i ($i = 1 \sim 61$)のうち、中心波長500nmに対応する $i = 21$ のパラメータ P_{21} を行列Mの行 $j = 0$ に割り当てて $(M_{00}, M_{01}, M_{02}) = (-0.00119, 0.002346, 0.0016)$ 、中心波長620nmに対応する $i = 45$ のパラメータ P_{45} を行列Mの行 $j = 1$ に割り当てて $(M_{10}, M_{11}, M_{12}) = (0.004022, 0.000068, 0.00097)$ 、および中心波長650nmに対応する $i = 51$ のパラメータ P_{51} を行列Mの行 $j = 2$ に割り当てて $(M_{20}, M_{21}, M_{22}) = (0.005152, -0.00192, 0.000088)$ とした行列Mを生成し上式(1)のマトリクス演算を行う。

【0034】

さらに、分光画像取得手段40は、上述した使用者により選択された分光推定画像SPを生成する機能の他に、関心領域設定手段33により設定された関心領域ROIについて、血管の深さ位置Dを判別するための波長域の異なる分光画像SP1、SP2をマトリクス演算により自動的に生成する機能を有している。たとえば分光画像取得手段40は、波長 $\lambda_1 = 430$ nmの第1分光画像SP1と、波長 $\lambda_2 = 570$ nmの第2分光画像SP2とを上記式(1)およびマトリクスパラメータを用いて取得する。

10

【0035】

深さ位置判別手段50は、分光画像取得手段40により取得された複数の分光画像SP1、SP2を用いて血管が存在する深さ位置Dを判別するものである。ここで、深さ位置判別手段50は、各分光画像SP1、SP2から血管が抽出できるか否かを判断することにより、各分光画像SP1、SP2の波長の深達度に基づき血管の深さ位置D1~D3を判別するものである。具体的には、図3に示すように、深さ位置判別手段50は血管像抽出手段51、血管有無判別手段52、深さ位置検出手段53を備えている。

20

【0036】

血管像抽出手段51は、第1分光画像SP1および第2分光画像SP2に対し血管像を抽出する処理を施すものであって、たとえばエッジ検出による血管像抽出方法等公知の技術を用いて血管像を抽出する。

【0037】

血管有無判別手段52は、血管像抽出手段51における抽出結果に基づいて各分光画像SP1、SP2に血管像が映し出されているか否かを判別するものである。血管有無判別手段52は、たとえば画素値に閾値を設け、閾値以上の線状パターンの有無や長さを検出する方法、さらにこれらの特徴量としてパターンマッチングやニューラルネットワークを用いて血管像を抽出する方法等の公知の技術を用いることができる。なお、複数の分光画像SP1、SP2のいずれにも血管像が存在する場合がある。このとき、血管有無判別手段52は、たとえば血管像として抽出された血管像領域の面積が最も大きい分光画像を選別する等により、複数の分光画像SP1、SP2のうち最もよく血管像が映し出されている分光画像を判別する。

30

【0038】

深さ位置検出手段53は、血管有無判別手段52において判別された各分光画像SP1、SP2内の血管の有無に基づいて血管の深さ位置Dを判断するものである。具体的には、深さ位置検出手段53は、第1分光画像SP1に血管像が存在すると判断された場合、血管が表面付近の第1深さ位置D1(たとえば深さ位置D1 = 0 ~ 0.5mm)に存在すると判断する。一方、第2分光画像SP2に血管像が存在すると判断された場合、血管が第1深さ位置D1よりも深い第2深さ位置D2(たとえば深さ位置D2 = 0.5mm ~ 1.5mm)に存在すると判断する。さらには、第1分光画像SP1および第2分光画像SP2の双方に血管が存在しないと判断された場合、血管が第2深さ位置D2よりも深い第3深さ位置D3(たとえば深さ位置D3 = 1.5mm ~ 2.0mm)に存在すると判断する。

40

【0039】

画像処理手段60は、深さ位置判別手段50により判別された血管の深さ位置D1~D3に応じて蛍光画像FPに対し異なる画像処理条件RCで画像処理を施すものである。具

50

体的には、画像処理手段60は、血管の深さ位置D1～D3毎に複数の点像強度分布関数 $h_1(x,y) \sim h_3(x,y)$ を画像処理条件RCとしてルックアップテーブルLUTに記憶しており、深さ位置判別手段の判別結果に応じて記憶している複数の点像強度分布関数 $h_1(x,y) \sim h_3(x,y)$ から蛍光画像FPの血管強調処理に用いる点像強度分布関数を選択する。

【0040】

そして、画像処理手段60は、蛍光画像FPに対し選択した点像強度分布関数(PSF: point spread function)を用いて血管強調処理を行う。ここで、実際に取得された蛍光画像FPの各画素値を $g(x,y)$ としたとき、ノイズを無視した条件下において、この蛍光画像 $g(x,y)$ は点像強度分布関数 $h(x,y)$ に真の蛍光画像 $f(x,y)$ がコンボリューションされて観測されたものと考えることができる。したがって、画像処理手段60は、真の蛍光画像 $f(x,y)$ を取得するために、蛍光画像 $g(x,y)$ に対し点像強度分布関数 $h(x,y)$ をデコンボリューションする演算を行う。なお、デコンボリューション演算には、たとえば蛍光画像 $g(x,y)$ をフーリエ変換した後、点像強度分布関数 $h(x,y)$ をフーリエ変換した関数 $H(x,y)$ で除算し、逆フーリエ変換を行う方法等公知の技術を用いることができる。

10

【0041】

ここで、血管の深さ位置D1～D3により蛍光が生体組織により散乱する度合いは異なるため、点像強度分布関数 $h(x,y)$ は血管の深さ位置D1～D3に応じて異なるものとなる。言い換えれば、血管の深さ位置D1～D3により蛍光画像FP内の血管のぼけ度合いが異なる。そこで、画像処理手段60は、予め観測により得られた血管の深さ位置D1～D3毎に複数の点像強度分布関数 $h(x,y)$ を記憶している。そして、深さ位置判別手段50により判別された血管の深さ位置D1～D3に応じて複数の点像強度分布関数 $h_1(x,y) \sim h_3(x,y)$ の中から画像処理に用いる点像強度分布関数を選択して上述のデコンボリューション演算を行う。

20

【0042】

図1の表示制御手段70は、通常観察画像P0、蛍光画像FP、および分光画像取得手段40において生成された分光推定画像SPを液晶表示装置やCRT等からなる表示装置3に表示するものである。なお、表示制御手段70は、たとえば逆ガンマ変換、鏡像処理、上記各種画像に関する情報をキャラクタ情報として表示する処理等を行い、これらを上記画像と同時に表示する機能を有している。

30

【0043】

このように、光の波長によって生体組織内の深達度が異なることを利用し、複数の分光画像SP1、SP2から血管の深さ位置D1～D3を検出し、検出した血管の深さ位置D1～D3に応じて蛍光画像FP内の蛍光を発生している血管像を補正することにより、血管の深さ位置Dによって血管像のぼけ度合いが異なる場合であっても、各深さ位置Dに最適な画像処理条件RCで補正を行うことができ、蛍光画像FPの画質を良好にして診断効率を向上させることができる。

【0044】

つまり、図4に示すように、蛍光色素により染色された血管の深さ位置D2、D3により、血管からの蛍光の散乱度合い等が異なる。よって、たとえば図5(A)のように、蛍光画像FP内の血管像のぼけ度合いが血管の深さ位置D2、D3により異なる。深さ位置D2の血管B2と深さ位置D3の血管B3とを同一の画像処理条件RCにより補正したとき、たとえば図5(B)に示すように、深さ位置D3のように血管像B3について画質の向上が図れない場合がある。

40

【0045】

一方、上述したように、深さ位置判別手段50により判別された血管の深さ位置Dによって画像処理条件RCを変更することにより、血管像のぼけ度合いが異なる場合であっても各深さ位置Dに最適な画像処理条件RCで補正を行うことができ、蛍光画像FPの画質を良好にして診断効率を向上させることができる。

50

【 0 0 4 6 】

なお、画像処理手段 6 0 は点像強度分布関数 $h(x,y)$ を用いて血管像の血管強調処理を行う場合について例示しているが、血管像を抽出し、抽出した血管像と蛍光画像とを重畳することにより、血管像に血管強調処理を施すようにしてもよい。具体的には、画像処理手段 6 0 が、血管から蛍光が発光した際の蛍光の幅 $F D$ とボケの広がり $N D$ とに基づき（図 5 (A) 参照）血管の輪郭を抽出し、抽出した血管の輪郭を蛍光画像 $F P$ に重畳させることにより血管強調処理を行う。つまり、血管の深さ位置 $D 1 \sim D 3$ によって、ボケの広がり幅 $N D$ が異なるため、ルックアップテーブル $L U T$ に予め血管の深さ位置 $D 1 \sim D 3$ に応じて異なるボケの広がり幅 $N D$ を画像処理条件 $R C$ として記憶しておく。そして、画像処理手段 6 0 は、血管の深さ位置 $D 1 \sim D 3$ に応じて血管像の輪郭を抽出する際に用いるボケの広がり幅 $N D$ を選択し、蛍光の幅 $F D$ からボケの広がり幅 $N D$ を減算することにより、血管の輪郭を抽出する。この場合であっても、各深さ位置 D に最適な画像処理条件 $R C$ で補正を行うことができ、蛍光画像 $F P$ の画質を良好にして診断効率を向上させることができる。

10

【 0 0 4 7 】

図 6 は本発明の画像処理方法の好ましい実施形態を示すフローチャートであり、図 1 から図 6 を参照して画像処理方法について説明する。まず、血管が蛍光色素により染色された状態において、内視鏡装置 1 により体腔内の生体組織が撮影される。このとき、体腔内の同一部位について白色光が照射されたときに撮影された通常観察画像 $P 0$ と、励起光が照射されたときに撮影された蛍光画像 $F P$ とが取得される（ステップ $S T 1$ ）。その後、前処理手段 3 2 による前処理が行われるとともに、関心領域 $R O I$ の設定が行われる（ステップ $S T 2$ ）。

20

【 0 0 4 8 】

そして、分光画像取得手段 4 0 において通常観察画像 $P 0$ に基づいて波長域の異なる複数の分光画像 $S P 1$ 、 $S P 2$ が生成される（ステップ $S T 3$ ）。その後、複数の分光画像 $S P 1$ 、 $S P 2$ に基づき深さ位置判別手段 5 0 により関心領域 $R O I$ 内に映し出された血管の深さ位置 D が判別される（ステップ $S T 4$ ）。その後、画像処理手段 6 0 において血管の深さ位置 D に応じた画像処理条件 $R C$ により画像処理が施され（ステップ $S T 5$ ）、表示装置 3 に表示される（ステップ $S T 6$ ）。

【 0 0 4 9 】

上記実施の形態によれば、蛍光色素を染色した血管が含まれた、波長域が異なる複数の分光画像 $S P 1$ 、 $S P 2$ と、血管に励起光 $L 2$ が照射されたときに撮影された蛍光画像 $F P$ とを取得し、取得した複数の分光画像 $S P 1$ 、 $S P 2$ を用いて血管が存在する深さ位置 D を判別し、判別した血管の深さ位置 D に応じて画像処理条件 $R C$ を変えて蛍光画像 $F P$ に血管強調処理を施すことにより、生体組織への光の深達度が波長により異なることを利用して分光画像 $S P 1$ 、 $S P 2$ から血管の深さ位置 D を把握した上で、血管の深さ位置 D に応じて血管像の現れ方が異なる蛍光画像 $F P$ に対し血管の深さ位置 D に適した画像処理条件 $R C$ を用いて血管強調処理を施すことができるため、血管像の鮮鋭度や解像度を向上させることができる。

30

【 0 0 5 0 】

また、画像処理手段 6 0 が血管の深さ位置 $D 1 \sim D 3$ 毎に複数の点像強度分布関数 $h 1(x,y) \sim h 3(x,y)$ を画像処理条件 $R C$ として有するものであり、深さ位置判別手段 5 0 の判別結果に応じて記憶している複数の点像強度分布関数 $h 1(x,y) \sim h 3(x,y)$ から蛍光画像 $F P$ の血管強調処理に用いる点像強度分布関数を選択するものであれば、蛍光画像 $F P$ において蛍光の散乱等により血管の深さ位置に応じて血管像のボケ度合いが異なる場合であっても、血管の深さ位置 D に適した画像処理条件 $R C$ を用いて血管強調処理を施すことができるため、血管像の鮮鋭度や解像度を向上させることができる。

40

【 0 0 5 1 】

あるいは画像処理手段 6 0 は、図 5 (A) に示すように血管から蛍光が発光した際の蛍光の幅 $F D$ とボケの広がり幅 $N D$ とに基づき血管の輪郭を抽出し、抽出した血管の輪郭を

50

蛍光画像FPに重畳させることにより血管強調処理を行うものであり、血管の深さ位置D1～D3に応じて異なるボケの広がり幅NDを画像処理条件RCとして有するものであるとき、蛍光画像FPにおいて蛍光の散乱等により血管の深さ位置D1～D3に応じて血管像のボケ度合いが異なる場合であっても、血管の深さ位置Dに合わせてボケの広がり幅NDを設定し血管強調処理を施すことができるため、血管像の鮮鋭度や解像度を向上させることができる。

【0052】

また、複数の分光画像SP1、SP2が被写体に白色光を照射したときに取得された通常観察画像P0に対しマトリクス演算を行うことに生成された分光推定画像であるとき、効率的に深達度の異なる波長毎の分光画像を取得することができる。

10

【0053】

さらに、深さ位置判別手段50が、各分光画像SP1、SP2から血管が抽出できるか否かを判断することにより、各分光画像SP1、SP2の波長の深達度に基づき血管の深さ位置Dを判別するものであれば、光は波長により生体組織内への深達度が異なることを利用し、分光画像SP1、SP2から血管の深さ位置Dを正確に判別することができる。

【0054】

また、図3に示すように、複数の分光画像が波長略430nmの第1分光画像SP1と、波長略570nmの第2分光画像SP2とを有するものであり、深さ位置判別手段50が、第1分光画像SP1および第2分光画像SP2から血管を抽出する血管像抽出手段51と、血管像抽出手段51における抽出結果に基づいて各分光画像SP1、SP2内にそれぞれ血管が存在するか否かを判別する血管有無判別手段と、血管有無判別手段において第1分光画像SP1に血管が存在すると判断された場合、血管が表面付近の第1深さ位置D1に存在すると判断し、第2分光画像SP2に血管が存在すると判断された場合、血管が第1深さ位置D1よりも深い第2深さ位置D2に存在すると判断し、第1分光画像SP1および第2分光画像SP2の双方に血管が存在しないと判断された場合、血管が第2深さ位置D2よりも深い第3深さ位置D3に存在すると判断する深さ位置検出手段53とを有するものであるとき、正確に血管の深さ位置Dを判断することができる。

20

【0055】

また、蛍光画像FP内において関心領域ROIを設定する関心領域設定手段33をさらに有し、関心領域設定手段33により設定された関心領域ROI内について深さ位置判別手段50による血管の深さ位置Dの判別および画像処理手段60による血管強調処理が施されるものであるとき、画像処理時間を短縮し効率的な処理を行うことができる。

30

【0056】

本発明の実施形態は、上記実施形態に限定されない。たとえば、図3の深さ位置判別手段50において、2枚の分光画像SP1、SP2から血管の深さ位置D1～D3を検出するようにしているが、2枚以上の分光画像SPから血管の深さ位置Dを検出するようにしてもよい。このとき、深達度の異なる波長毎に複数の分光画像SPが取得されることになる。たとえば、上記実施の形態には3つの深さ位置D1～D3に分類しているが、血管の深さ位置Dを5つの深さ位置に分類したとき、分光画像取得手段40は4枚以上の分光画像を生成し、深さ位置判別手段50は4枚以上の分光画像を用いて血管の深さ位置Dを判別することになる。さらには、深さ位置判別手段50において、波長750nmでの分光画像から蛍光色素の吸収を参考にして深さ位置Dを判別するようにしてもよい。

40

【0057】

また、血管の深さ位置D1～D3を検出するための分光画像SP1、SP2が、通常観察画像を用いたマトリクス演算により生成された分光推定画像である場合について例示しているが、光学フィルタを用いて取得された分光画像SP1、SP2を用いて血管の深さ位置D1～D3を推定するようにしてもよい。このとき、2つの分光画像SP1、SP2は、狭帯域光観察(Narrow Band Imaging)に用いられる狭帯域化された2つの波長(390～445nm/530～550nm)が照射されたときに得られたものである。

【0058】

50

さらに、上記実施の形態において、蛍光画像FP内の1つの関心領域ROIに対し1つの点像強度分布関数 $h(x,y)$ を選択して血管強調処理を施すようにしているが、各血管像毎に当該血管の深さ位置Dに合った点像強度分布関数 $h(x,y)$ を用いて血管強調処理を施すようにしてもよい。すなわち、たとえば図5に示すように、蛍光画像FPに映し出された血管はそれぞれ異なる深さ位置に存在する場合がある。そこで、たとえば深さ位置判別手段50が蛍光画像FP（もしくは関心領域ROI）を複数の領域に分割し、各領域毎に血管の深さ位置Dを分光画像SP1、SP2に基づいて判別し、画像処理手段60が判別した各領域毎の血管の深さ位置Dに応じた点像強度分布関数 $h(x,y)$ を用いて血管強調処理を施すようにしてもよい。すると、図5(B)のうち深さ位置D2の血管像B2には点像強度分布関数 $h_2(x,y)$ を用いた血管強調処理が施され、深さ位置D3の血管像B3には点像強度分布関数 $h_3(x,y)$ を用いた血管強調処理が施されることになる。

10

【0059】

また、図1において、関心領域ROIに対し血管の深さ位置Dの判別を行うようにしているが、通常観察画像P0および蛍光画像FPの全領域に対し血管の深さ位置Dの判別を行うようにしてもよい。

【0060】

さらに、図1の内視鏡装置1において画像処理装置30の構成がDSP等により構成されている場合について例示しているが、補助記憶装置に読み込まれた画像処理プログラムをコンピュータ（たとえばパーソナルコンピュータ等）上で実行することにより実現されるようにしてもよい。この画像処理プログラムは、たとえばCD-ROM等の情報記憶媒体に記憶され、もしくはインターネット等のネットワークを介して配布され、コンピュータにインストールされることになる。

20

【図面の簡単な説明】

【0061】

- 【図1】本発明の画像処理装置を用いた内視鏡装置の一例を示すブロック図
- 【図2】図1の分光画像取得手段のマトリクス演算に用いるマトリクスパラメータの一例を示すグラフ
- 【図3】図1の画像処理装置における血管判別手段の一例を示すブロック図
- 【図4】組織内の血管の深さ位置と蛍光の散乱度合いを示す模式図
- 【図5】血管のボケた蛍光画像および補正後の蛍光画像の一例を示す模式図
- 【図6】本発明の画像処理方法の好ましい実施形態を示すフローチャート

30

【符号の説明】

【0062】

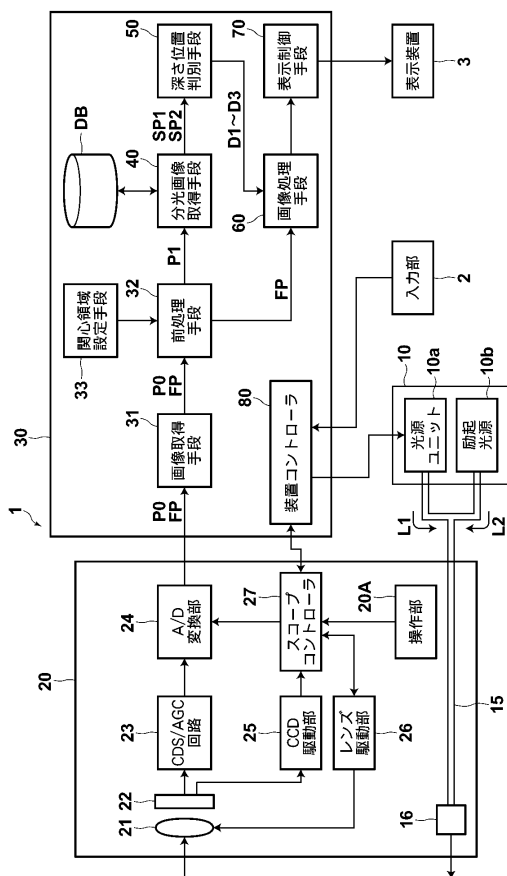
- 1 内視鏡装置
- 10 光源ユニット
- 10a 通常光源
- 10b 励起光源
- 20 スコープ
- 30 画像処理装置
- 31 画像取得手段
- 32 前処理手段
- 33 関心領域設定手段
- 40 分光画像取得手段
- 50 深さ位置判別手段
- 51 血管像抽出手段
- 52 血管有無判別手段
- 53 位置検出手段
- 60 画像処理手段
- 70 表示制御手段
- $h(x,y)$ 点像強度分布関数

40

50

- P 0 通常観察画像
- R C 画像処理条件
- R O I 関心領域
- S P 分光画像
- S P 1 第1分光画像
- S P 2 第2分光画像

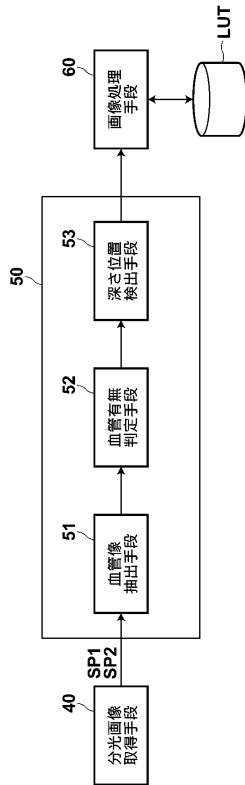
【図1】



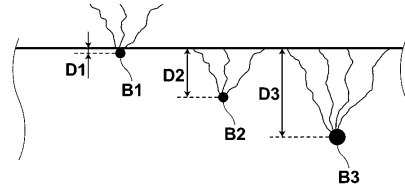
【図2】

パラメータ (波長)	M _{j0}	M _{j1}	M _{j2}
p1	0.000083	-0.00188	0.003592
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	-0.00115	0.000569	0.003325
p19	-0.00118	0.001149	0.002771
p20	-0.00118	0.001731	0.0022
p21	-0.00119	0.002346	0.0016
p22	-0.00119	0.00298	0.000983
p23	-0.00119	0.003633	0.000352
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.003236	0.001377	-0.00159
p44	0.003656	0.000671	-0.00126
p45	0.004022	0.000068	-0.00097
p46	0.004342	-0.00046	-0.00073
p47	0.00459	-0.00088	-0.00051
p48	0.004779	-0.00121	-0.00034
p49	0.004922	-0.00148	-0.00018
p50	0.005048	-0.00172	-0.000036
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

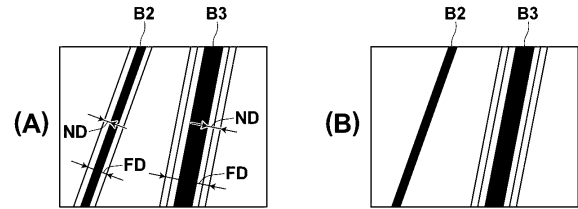
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-039510(JP,A)
特開2009-254794(JP,A)
特開2003-093336(JP,A)
特開2008-302211(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04
A61B 1/00

专利名称(译)	图像处理设备和程序		
公开(公告)号	JP5250342B2	公开(公告)日	2013-07-31
申请号	JP2008216483	申请日	2008-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	辻田和宏		
发明人	辻田 和宏		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N7/18 G06T1/00		
CPC分类号	G06K9/2018 A61B1/00009 A61B1/0638 G06K2009/00932		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D H04N7/18.M G06T1/00.290.Z A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/04 A61B1/045.610 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH53 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/SS08 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW07 4C061/WW08 4C061/WW17 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH53 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/WW17 4C161/YY12 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE03 5B057/DA06 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC16 5C054/CC07 5C054/HA12 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA02 5L096/EA45 5L096/FA66 5L096/FA69		
代理人(译)	佐久间刚		
审查员(译)	Tamotsu岛		
其他公开文献	JP2010051350A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善显示发射荧光的血管图像的荧光图像的图像质量。
 解决方案：在通过用荧光染料照射激发光L2而血管发射荧光的状态下，通过内窥镜装置1拍摄体腔内的生物组织。此时，对于体腔中的相同部分，获取在照射白光时拍摄的正常观察图像P0和在照射激发光时拍摄的荧光图像FP。然后，在光谱图像获得装置40中，生成具有不同波长区域的多个光谱图像SP1和SP2。基于多个光谱图像SP1和SP2，由深度位置确定装置50确定在关注区域ROI中投影的血管的深度位置D。此后，图像处理装置60在对应于血管的深度位置D的图像处理条件RC下执行图像处理，并显示在显示装置3上。点域1

定画像SPを生成する。

【0 0 3 0】

【数1】

$$\begin{pmatrix} SP_1 \\ SP_2 \\ SP_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} Pr \\ Pg \\ Pb \end{pmatrix}$$