

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5753105号
(P5753105)

(45) 発行日 平成27年7月22日 (2015. 7. 22)

(24) 登録日 平成27年5月29日 (2015. 5. 29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 1 N 21/27 (2006. 01)

G 0 1 N 21/27 Z

請求項の数 12 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2012-5850 (P2012-5850)
 (22) 出願日 平成24年1月16日 (2012. 1. 16)
 (65) 公開番号 特開2013-144039 (P2013-144039A)
 (43) 公開日 平成25年7月25日 (2013. 7. 25)
 審査請求日 平成26年6月2日 (2014. 6. 2)

(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 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 山口 博司
 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
 (72) 発明者 齋藤 孝明
 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
 (72) 発明者 飯田 孝之
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、画像処理装置及び画像処理装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の血管を含む観察部位を撮像する電子内視鏡と、
 波長域が異なる少なくとも第1及び第2の照明光を前記観察部位に対して順次照射するための照明手段と、

前記第1及び第2の照明光の照射タイミングに応じて前記電子内視鏡が順次出力する複数の撮像信号から、それぞれ前記第1及び第2の照明光に対応する第1及び第2の分光画像を取得する画像取得手段と、

前記第1及び第2の分光画像における前記血管のコントラストの差に応じて、前記第1及び第2の分光画像を位置合わせするための前処理を行う前処理手段と、

前記前処理後に、前記第1及び第2の分光画像のそれぞれにおける前記血管の形状を強調する強調処理を施して、前記第1及び第2の分光画像のそれぞれに対応する位置合わせ用画像を生成する強調処理手段と、

前記第1及び第2の位置合わせ用画像に基づいて、前記第1及び第2の分光画像内のそれぞれの前記血管の位置が重なるように前記第1及び第2の分光画像同士の位置合わせを実行する位置合わせ手段と、

前記位置合わせが実行された前記第1及び第2の分光画像に基づいて、前記血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えていることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

10

20

前記前処理手段は、前記第 1 及び第 2 の分光画像の濃度ヒストグラムに基づいて前記コントラストを調べて、前記前処理を実行することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記前処理手段は、前記第 1 及び第 2 の分光画像のうち前記コントラストが高い方を基準に低い方に対して前記前処理を施すことを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記前処理は、前記第 1 及び第 2 の分光画像同士のコントラストを合わせるコントラスト調整処理であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記強調処理は、予め設定されるしきい値と第 1 及び第 2 の画像の画素値とを比較して、前記しきい値を基準に前記第 1 及び第 2 の分光画像の画素値を振り分けて、前記第 1 及び第 2 の分光画像の階調数を減らすことにより前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像を生成する階調低減処理であり、

前記前処理は、前記コントラストの差に応じて前記しきい値を決定するしきい値決定処理であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記階調低減処理は二値化処理であり、前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像は二値画像であることを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 7】

第 1 及び第 2 の照明光は、少なくとも一方が青色領域において特定の波長域に制限された青色狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明手段は、前記第 1 及び第 2 の照明光に波長域が異なる第 3 の照明光を加えた 3 つの照明光を順次照射し、

前記画像取得手段は、前記第 1 ~ 第 3 の照明光に対応する第 1 ~ 第 3 の分光画像を取得し、

30

前記酸素飽和度算出手段は、前記第 1 ~ 第 3 の分光画像に基づいて前記酸素飽和度を算出することを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

第 1 の照明光は、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された第 1 青色狭帯域光であり、第 2 の照明光は、波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された第 2 青色狭帯域光であり、第 3 の照明光は、波長域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された第 3 青色狭帯域光であることを特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照明手段は、第 1 ~ 第 3 の青色狭帯域光を発光する第 1 ~ 第 3 の半導体光源を有することを特徴とする請求項 9 記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 11】

被検体内の血管を含む観察部位を撮像する電子内視鏡を用いて取得される画像を処理する画像処理装置において、

波長域が異なる少なくとも第 1 及び第 2 の照明光を前記観察部位に対して順次照射して、

前記第 1 及び第 2 の照明光の照射タイミングに応じて前記電子内視鏡が出力する複数の撮像信号から、それぞれ前記第 1 及び第 2 の照明光に対応する第 1 及び第 2 の分光画像を取得する画像取得手段と、

前記第 1 及び第 2 の分光画像における前記血管のコントラストの差に応じて、前記第 1 及び第 2 の分光画像を位置合わせするための前処理を行う前処理手段と、

50

前記前処理後に、前記第 1 及び第 2 の分光画像のそれぞれにおける前記血管の形状を強調する強調処理を施して、前記第 1 及び第 2 の分光画像のそれぞれに対応する位置合わせ用画像を生成する強調処理手段と、

前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像に基づいて、前記第 1 及び第 2 の分光画像内のそれぞれの前記血管の位置が重なるように前記第 1 及び第 2 の分光画像同士の位置合わせを実行する位置合わせ手段と、

前記位置合わせが実行された前記第 1 及び第 2 の分光画像に基づいて、前記血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えていることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 12】

10

波長域が異なる少なくとも第 1 及び第 2 の照明光が順次照射された被検体内の血管を含む観察部位を電子内視鏡が撮像することによって取得される画像を処理する画像処理装置の作動方法において、

画像取得手段が、前記第 1 及び第 2 の照明光の照射タイミングに応じて前記電子内視鏡が出力する複数の撮像信号から、前記第 1 及び第 2 の照明光に対応する第 1 及び第 2 の分光画像を取得するステップと、

前処理手段が、前記第 1 及び第 2 の分光画像における前記血管のコントラストの差に応じて、前記第 1 及び第 2 の分光画像を位置合わせするための前処理を行うステップと、

強調処理手段が、前記前処理後に、前記第 1 及び第 2 の分光画像のそれぞれにおける前記血管の形状を強調する強調処理を施して、前記第 1 及び第 2 の分光画像のそれぞれに対応する位置合わせ用画像を生成するステップと、

20

位置合わせ手段が、前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像に基づいて、前記第 1 及び第 2 の分光画像内のそれぞれの前記血管の位置が重なるように前記第 1 及び第 2 の分光画像同士の位置合わせを実行するステップと、

酸素飽和度算出手段が、前記位置合わせが実行された前記第 1 及び第 2 の分光画像に基づいて、前記血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するステップとを備えていることを特徴とする画像処理装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、電子内視鏡を用いて血管に関する情報を取得する電子内視鏡システム、画像処理装置及び画像処理装置の作動方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、電子内視鏡を用いた内視鏡診断が普及している。近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を観察する通常観察に加えて、特定の波長に制限された特殊光を用いた特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

特殊光観察には各種のものがあるが、例えば、本出願人による特許文献 1 の内視鏡システムでは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大きさに差がある波長域の狭帯域光を利用して、その反射光を撮像して得られる分光画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、画像化している。

40

【0004】

特許文献 1 の内視鏡システムでは、酸素飽和度の測定精度を上げるために、複数の狭帯域光の分光画像を取得して、各分光画像の対応する画素同士の輝度値を比較することで、血管の深さの違いによって生じるノイズの影響を排除している。

【0005】

生体組織の反射光量は、血中ヘモグロビンによる吸収の他、主として血管以外の粘膜における散乱の影響を受ける。粘膜表層に入射した光は、血管以外の粘膜においては散乱して、減衰しながら粘膜深層に向かって進む。血管に到達した光の一部は血中ヘモグロビン

50

によって吸収される。散乱した光は粘膜表層から出射して、これが反射光として観察される。粘膜表層から血管に到達するまでの距離が長いほど、すなわち血管の深さが深いほど、散乱による反射成分は多くなるので、酸素飽和度が同じでも、血管の深さが深いほど、反射光量は大きくなる。このように、生体組織の反射光量は、吸収と散乱による影響を受け、散乱による反射光量への影響は血管の深さによって変化する。さらに、生体組織の散乱係数は、長波長側に比べて短波長側で大きくなるというように、光の波長によって変化する波長依存性を有している。

【 0 0 0 6 】

こうした生体組織の光の吸収及び散乱特性を前提として、特許文献 1 の内視鏡システムでは、還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光係数に差があり、かつ、散乱係数が異なる波長域を持つ 2 つの狭帯域光を利用することで、酸素飽和度と血管深さの 2 つの情報を取得している。これにより、血管深さの違いによるノイズの影響が除去された精度の高い酸素飽和度の情報を得ている。

10

【 0 0 0 7 】

複数の分光画像の輝度値の比較は、当然ながら、2 つの分光画像に描出される同じ血管領域の画素同士で行われなければならない。特許文献 1 の内視鏡システムでは、複数の分光画像の取得方式として、生体組織に対して 2 つの狭帯域光を順次照射して撮像するという順次方式を採用しているため、撮像タイミングの時間差によって生じる、複数の分光画像の位置ズレが問題となる。特許文献 1 の内視鏡システムは、複数の分光画像に対して、血管の太さに応じた周波数フィルタリング処理を施して、血管領域が強調された強調画像を生成し、生成した強調画像に基づいて位置合わせを行っている。強調処理を施すことで、強調処理をしない場合に比べて精度の高い位置合わせを行うことができる。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 1 - 1 9 4 1 5 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

本出願人は、特許文献 1 に記載されているように、正確な酸素飽和度を画像化する技術の開発を進めているが、その過程において、以下に示すように、技術改良の余地があることが分かってきた。

30

【 0 0 1 0 】

特許文献 1 では、位置合わせの精度を上げるために、血管の太さに応じた周波数フィルタリングを施して強調画像を生成している。しかしながら、原画像である複数の分光画像間において、血管領域と他の領域のコントラストが変わってしまう場合には、各分光画像に対して同じ強調処理を施しても、一方の分光画像では強調されるが、他方では強調されない血管領域があるなど、比較対象の血管領域を同じように強調することができない場合があった。これは位置ズレの精度を低下させる原因となる。

【 0 0 1 1 】

40

コントラストの差が生じる原因は、複数の狭帯域光の光量の差や、生体組織が吸収や散乱に関して波長依存性を有していることなどが考えられる。光量の差を解消する対策については光源装置の光量を調節するという対策が考えられるが、光源装置には、キセノンランプなどの白色光源と色分離フィルタを組み合わせたものや、レーザや LED などの半導体光源を用いるものなど様々なものがあり、光源装置の種類によっては光量の調節がしづらいものもある。また、生体組織の波長依存性については変えようがない。そのため、コントラストの差が生じる複数の分光画像を前提として、各分光画像間の位置合わせの精度を改良する技術が模索されている。

【 0 0 1 2 】

また、特許文献 1 のように、血管の太さに応じて周波数フィルタリングを施す場合には

50

、強調対象となる血管の太さを正確に把握する必要がある。撮影距離がほぼ一定であれば、分光画像における血管の太さを予め把握しておくことができるため問題は無い。しかしながら、内視鏡の移動によって撮影距離が変動する場合やズームレンズによって撮影倍率を変化させる場合には、撮影した分光画像における被写体の表示倍率が変化するので、分光画像に描出される血管の太さが大きく変化してしまう場合も考えられる。そのような場合には表示倍率の変化に応じて周波数フィルタリングの処理内容を変えるといった対策が必要になるため、構造の複雑化が懸念される。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたもので、その目的は、撮像タイミングが異なる複数の分光画像から酸素飽和度を算出する場合において、簡易な構成で、複数の分光画像の正確な位置合わせを可能にすることにある。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

本発明の電子内視鏡システムは、被検体内の血管を含む観察部位を撮像する電子内視鏡と、波長域が異なる少なくとも第 1 及び第 2 の照明光を前記観察部位に対して順次照射するための照明手段と、前記第 1 及び第 2 の照明光の照射タイミングに応じて前記電子内視鏡が順次出力する複数の撮像信号から、それぞれ前記第 1 及び第 2 の照明光に対応する第 1 及び第 2 の分光画像を取得する画像取得手段と、前記第 1 及び第 2 の分光画像における前記血管のコントラストの差に応じて、前記第 1 及び第 2 の分光画像を位置合わせするための前処理を行う前処理手段と、前記前処理後に、前記第 1 及び第 2 の分光画像のそれぞれにおける前記血管の形状を強調する強調処理を施して、前記第 1 及び第 2 の分光画像のそれぞれに対応する位置合わせ用画像を生成する強調処理手段と、前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像に基づいて、前記第 1 及び第 2 の分光画像内のそれぞれの前記血管の位置が重なるように前記第 1 及び第 2 の分光画像同士の位置合わせを実行する位置合わせ手段と、前記位置合わせが実行された前記第 1 及び第 2 の分光画像に基づいて、前記血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えていることを特徴とする。

20

【 0 0 1 5 】

前記前処理手段は、前記第 1 及び第 2 の分光画像の濃度ヒストグラムに基づいて前記コントラストを調べて、前記前処理を実行することが好ましい。

30

【 0 0 1 6 】

前記前処理手段は、前記第 1 及び第 2 の分光画像のうち前記コントラストが高い方を基準に低い方に対して前記前処理を施すことが好ましい。

【 0 0 1 7 】

前記前処理は、前記第 1 及び第 2 の分光画像同士のコントラストを合わせるコントラスト調整処理であることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

前記強調処理は、予め設定されるしきい値と第 1 及び第 2 の画像の画素値とを比較して、前記しきい値を基準に前記第 1 及び第 2 の分光画像の画素値を振り分けて、前記第 1 及び第 2 の分光画像の階調数を減らすことにより前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像を生成する階調低減処理であり、前記前処理は、前記コントラストの差に応じて前記しきい値を決定するしきい値決定処理であることが好ましい。

40

【 0 0 1 9 】

前記階調低減処理は二値化処理であり、前記第 1 及び第 2 の位置合わせ用画像は二値画像であることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

第 1 及び第 2 の照明光は、少なくとも一方が青色領域において特定の波長域に制限された青色狭帯域光であることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

前記照明手段は、前記第 1 及び第 2 の照明光に波長域が異なる第 3 の照明光を加えた 3

50

つの照明光を順次照射し、前記画像取得手段は、前記第1～第3の照明光に対応する第1～第3の分光画像を取得し、前記酸素飽和度算出手段は、前記第1～第3の分光画像に基づいて前記酸素飽和度を算出することが好ましい。

【0022】

例えば、第1の照明光は、波長域が 440 ± 10 nmに制限された第1青色狭帯域光であり、第2の照明光は、波長域が 470 ± 10 nmに制限された第2青色狭帯域光であり、第3の照明光は、波長域が 410 ± 10 nmに制限された第3青色狭帯域光である。

【0023】

前記照明手段は、第1～第3の青色狭帯域光を発光する第1～第3の半導体光源を有することが好ましい。

10

【0024】

本発明の画像処理装置は、被検体内の血管を含む観察部位を撮像する電子内視鏡を用いて取得される画像を処理する画像処理装置において、波長域が異なる少なくとも第1及び第2の照明光を前記観察部位に対して順次照射して、前記第1及び第2の照明光の照射タイミングに応じて前記電子内視鏡が出力する複数の撮像信号から、それぞれ前記第1及び第2の照明光に対応する第1及び第2の分光画像を取得する画像取得手段と、前記第1及び第2の分光画像における前記血管のコントラストの差に応じて、前記第1及び第2の分光画像を位置合わせするための前処理を行う前処理手段と、前記前処理後に、前記第1及び第2の分光画像のそれぞれにおける前記血管の形状を強調する強調処理を施して、前記第1及び第2の分光画像のそれぞれに対応する位置合わせ用画像を生成する強調処理手段と、前記第1及び第2の位置合わせ用画像に基づいて、前記第1及び第2の分光画像内のそれぞれの前記血管の位置が重なるように前記第1及び第2の分光画像同士の位置合わせを実行する位置合わせ手段と、前記位置合わせが実行された前記第1及び第2の分光画像に基づいて、前記血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えていることを特徴とする。

20

【0025】

本発明の画像処理装置の作動方法は、波長域が異なる少なくとも第1及び第2の照明光が順次照射された被検体内の血管を含む観察部位を電子内視鏡が撮像することによって取得される画像を処理する画像処理装置の作動方法において、画像取得手段が、第1及び第2の照明光の照射タイミングに応じて電子内視鏡が出力する複数の撮像信号から、第1及び第2の照明光に対応する第1及び第2の分光画像を取得するステップと、前処理手段が、第1及び第2の分光画像における血管のコントラストの差に応じて、第1及び第2の分光画像を位置合わせするための前処理を行うステップと、強調処理手段が、前処理後に、第1及び第2の分光画像のそれぞれにおける血管の形状を強調する強調処理を施して、第1及び第2の分光画像のそれぞれに対応する位置合わせ用画像を生成するステップと、位置合わせ手段が、第1及び第2の位置合わせ用画像に基づいて、第1及び第2の分光画像内のそれぞれの血管の位置が重なるように第1及び第2の分光画像同士の位置合わせを実行するステップと、酸素飽和度算出手段が、位置合わせが実行された第1及び第2の分光画像に基づいて、血管の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するステップとを備えていることを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、撮像タイミングが異なる第1及び第2の分光画像に基づいて酸素飽和度を算出する場合において、第1及び第2の分光画像に対して、両者のコントラストの差に応じた前処理を行うから、簡単な構成で、複数の分光画像の正確な位置合わせを行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】電子内視鏡の先端部の正面図である。

50

【図 3】電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 4】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】撮像素子のカラーマイクロフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図 6】照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図 7】機能画像処理部のブロック図である。

【図 8】ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

【図 9】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

【図 10】ヘモグロビンの吸光スペクトルと照明光の波長の対応を示す説明図である。

【図 11】各狭帯域光の輝度値と、酸素飽和度との関係を示すグラフである。

【図 12】各狭帯域光の輝度値と、血管深さとの関係を示すグラフである。

【図 13】第 1 及び 2 輝度比 S_1 / S_3 , S_2 / S_3 と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図 14】(A) は第 1 及び第 2 輝度比 S_1^* / S_3^* , S_2^* / S_3^* から輝度座標系における座標 (X^* , Y^*) を求める方法を、(B) は座標 (X^* , Y^*) に対応する血管情報座標系の座標 (U^* , V^*) を求める方法を説明する説明図である。

【図 15】図 13 とは別の態様の相関関係を示すグラフである。

【図 16】血管深さ画像と酸素飽和度画像の表示形態を示す説明図である。

【図 17】位置合わせ処理の手順を示す説明図である。

【図 18】複数の分光画像の濃度ヒストグラムの説明図である。

【図 19】コントラスト調整処理の説明図である。

【図 20】位置ズレ量検出処理の説明図である。

【図 21】図 17 とは別の位置合わせ処理手順を示す説明図である。

【図 22】しきい値決定処理の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、被検体内の観察部位を撮像する電子内視鏡 11 と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する光を供給する光源装置 13 と、観察画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール 15 が設けられている。

【0029】

電子内視鏡システム 10 は、白色光のもとで観察部位を観察する通常観察モードと、機能情報観察モードの 2 つの動作モードを備えている。機能情報観察モードは、特殊光を利用して、生体組織に関する生体機能情報である、血中ヘモグロビンの酸素飽和度及び血管深さに関する情報を取得して、これらを画像化して観察するモードである。

【0030】

電子内視鏡 11 は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、操作部 17 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0031】

挿入部 16 は、先端から順に連設された、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 からなる。図 2 に示すように、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 22、観察部位で反射した像光が入射する観察窓 23、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル 24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口 25 などが設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 44 (図 3 参照) や結像用の光学系が内蔵されている。

【0032】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 17 のアングルノブ 26 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 20 が湾曲することにより、先

10

20

30

40

50

端部 19 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、食道や腸など曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 16 には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 が出力する撮像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 43 (図 3 参照) が挿通されている。

【0033】

操作部 17 には、アンプルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

【0034】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 43 が挿通されており、一端には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 28 が取り付けられている。コネクタ 28 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、通信用コネクタには通信ケーブルの一端が、光源用コネクタにはライトガイド 43 の一端がそれぞれ配設される。電子内視鏡 11 は、このコネクタ 28 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0035】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、半導体光源ユニット 31 と、これらを駆動制御する光源制御部 32 とを備えている。光源制御部 32 は、光源装置 13 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

【0036】

半導体光源ユニット 31 は、青色領域において特定の波長域に制限された狭帯域光をそれぞれ発光する 3 つのレーザ光源 LD1 ~ LD3 を有している。図 4 に示すように、レーザ光源 LD1 は、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 445 nm に制限された狭帯域光 N1 を発光する。レーザ光源 LD2 は、波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 473 nm に制限された狭帯域光 N2 を発光する。レーザ光源 LD3 は、波長域が $400 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 405 nm に制限された狭帯域光 N3 を発光する。レーザ光源 LD1 ~ LD3 としては、InGaP 系、InGaAs 系、GaAs 系のレーザダイオードを用いることができる。また、レーザ光源 LD1 ~ LD3 としては、高出力化が可能なストライプ幅 (導波路の幅) が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

【0037】

光源制御部 32 は、ドライバ 33 を介してレーザ光源 LD1 ~ LD3 の点灯、消灯、光量の制御を行う。レーザ光源 LD1 ~ LD3 が発光する光は、光ファイバ 34 によってコンバイナ 36 に導光される。コンバイナ 36 は、各光ファイバ 34 からの光を合波する機能を持つ光学部材であり、選択的に入射する各光ファイバ 34 からの光の光軸を 1 つに結合する。コンバイナ 36 の下流側には、蛍光体 37 が設けられている。

【0038】

図 4 に示すように、蛍光体 37 は、 445 nm の狭帯域光 N1 によって励起されて、緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光 FL1 を発光する。蛍光体 37 は、狭帯域光 N1 の一部を吸収して蛍光 FL1 を発光するとともに、残りの狭帯域光 N1 を透過させる。蛍光体 37 を透過する狭帯域光 N1 は、蛍光体 37 によって拡散される。透過する狭帯域光 N1 と励起される蛍光 FL1 によって白色光が生成され、生成された白色光が通常観察モードにおける照明光として用いられる。

【0039】

蛍光体 37 としては、例えば、YAG 系、BAM ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$) 系等の蛍光体が使用される。また、図 4 に示すように、蛍光体 37 は、 473 nm の狭帯域光 N2 によっても励起されて蛍光 FL2 を発光する。蛍光への変換効率は 445 nm の狭帯域光 N1 の方が高く、 473 nm の狭帯域光 N2 によっても励起される蛍光 FL2 は、蛍光 FL1 と比較して光量が少ない。また、蛍光体 37 は、 405 nm の狭帯域光 N3 によってもほとんど励起されない。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

図 3 において、蛍光体 3 7 の下流側には、集光レンズ 3 8 とロッドインテグレータ 3 9 が配置されている。集光レンズ 3 8 は、蛍光体 3 7 が発する光を集光して、ロッドインテグレータ 3 9 に入射させる。ロッドインテグレータ 3 9 は、入射した光を内部で多重反射させることにより面内光量分布を均一化して、光源装置 1 3 に接続された電子内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 の入射端に光を入射させる。

【 0 0 4 1 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、撮像素子 4 4、アナログ処理回路 4 5 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、ライトガイド 4 3 の入射端が配置されたコネクタ 2 8 が光源装置 1 3 に接続されたときに、入射端が光源装置 1 3 のロッドインテグレータ 3 9 の出射端と対向する。

【 0 0 4 2 】

照明窓 2 2 の奥には、照明光の配光角を調整する照射レンズ 4 8 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された光はライトガイド 4 3 により照射レンズ 4 8 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 5 1 と撮像素子 4 4 が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 5 1 に入射し、対物光学系 5 1 によって撮像素子 4 4 の撮像面 4 4 a に結像される。

【 0 0 4 3 】

撮像素子 4 4 は、CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面 4 4 a を有している。撮像素子 4 4 は、撮像面 4 4 a で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は撮像信号として撮像素子 4 4 から出力されて、撮像信号は A F E 4 5 に送られる。

【 0 0 4 4 】

撮像素子 4 4 は、カラー撮像素子であり、撮像面 4 4 a には、図 5 に示すような分光特性を有する B、G、R の 3 色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【 0 0 4 5 】

図 6 に示すように、通常観察モードにおいては、撮像素子 4 4 は、1 フレームの取得期間内で、信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作が行なわれる。図 6 (A) に示すように、通常観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせてレーザ光源 L D 1 が点灯し、照明光として狭帯域光 N 1 と蛍光 F L 1 とからなる白色光が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子 4 4 に入射する。白色光はマイクロカラーフィルタで色分離されて、B 画素が狭帯域光 N 1 に対応する反射光を受光し、G 画素が蛍光 F L 1 の中の G 成分を、R 画素が蛍光 F L 1 の中の R 成分に対応する反射光を受光する。撮像素子 4 4 は、B、G、R の各画素の輝度値が混在した 1 フレーム分の撮像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

【 0 0 4 6 】

機能情報観察モードにおいては、図 6 (B) に示すように、蓄積タイミングに合わせてレーザ光源 L D 1、L D 2、L D 3 が順次点灯する。レーザ光源 L D 1 が点灯すると、通常観察モードと同様に、照明光として狭帯域光 N 1 と蛍光 F L 1 とからなる白色光が観察部位に照射される。レーザ光源 L D 2 が点灯すると、照明光として狭帯域光 N 2 と蛍光 F L 2 とからなる白色光が観察部位に照射される。レーザ光源 L D 3 が点灯すると、照明光として狭帯域光 N 3 が点灯して、狭帯域光 N 3 が観察部位に照射される。

【 0 0 4 7 】

狭帯域光 N 1 と蛍光 F L 1、又は狭帯域光 N 2 と蛍光 F L 2 によって生成される白色光は、マイクロカラーフィルタで色分離されて、B 画素が狭帯域光 N 1 又は狭帯域光 N 2 に

10

20

30

40

50

対応する反射光を受光し、G画素が蛍光F L 1又は蛍光F L 2の中のG成分を、R画素が蛍光F L 1又は蛍光F L 2の中のR成分に対応する反射光を受光する。狭帯域光N 3の反射光は、B画素にのみ入射する。機能情報観察モードにおいても、通常観察モードと同様に、撮像素子4 4は、B、G、Rの各画素の輝度値が混在した1フレーム分の撮像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、機能情報観察モードに設定されている間、繰り返される。

【0048】

A F E 4 5は、相関二重サンプリング回路(C D S)、自動ゲイン制御回路(A G C)、及びアナログ/デジタル変換器(A / D)(いずれも図示省略)から構成されている。C D Sは、撮像素子4 4からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。A G Cは、C D Sによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / Dは、A G Cで増幅された撮像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置1 2に入力する。

10

【0049】

撮像制御部4 6は、プロセッサ装置1 2内のコントローラ5 6に接続されており、コントローラ5 6から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子4 4に対して駆動信号を入力する。撮像素子4 4は、撮像制御部4 6からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をA F E 4 5に出力する。

【0050】

プロセッサ装置1 2は、コントローラ5 6の他、D S P (Digital Signal Processor) 5 7、画像処理部5 8と、フレームメモリ5 9と、表示制御回路6 0を備えている。コントローラ5 6は、C P U、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するR O M、プログラムをロードして作業メモリとして機能するR A Mなどからなり、C P Uが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置1 2の各部を制御する。

20

【0051】

D S P 5 7は、撮像素子4 4が出力する撮像信号を取得する。D S P 5 7は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した撮像信号を、3色の撮像信号に分離し、各色の撮像信号に対して画素補間処理を行って、B、G、Rの各色の分光画像を生成する。この他、D S P 5 7は、ガンマ補正や、B、G、Rの各分光画像の撮像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。

30

【0052】

フレームメモリ5 9は、D S P 5 7が出力する画像データや、画像処理部5 8が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路6 0は、フレームメモリ5 9から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ1 4に出力する。

【0053】

また、画像処理部5 8は、通常観察モードにおいては、D S P 5 7によって色分離されたB、G、Rの分光画像B、G、Rに基づいて、通常観察画像を生成する。画像処理部5 8は、フレームメモリ5 9内の分光画像B、G、Rが更新される毎に、通常観察画像を生成する。

40

【0054】

画像処理部5 8には、機能画像処理部6 1が設けられている。機能画像処理部6 1は、機能情報観察モードにおいて、狭帯域光N 1、N 2、N 3の照射タイミングに合わせて順次取得される撮像信号に対応する3つの分光画像P B 1、P B 2、P B 3に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度S t O 2と、血管の深さDの情報を算出する。そして、算出した酸素飽和度を疑似カラーで画像化した酸素飽和度画像を生成する。分光画像P B 1、P B 2、P B 3は、撮像素子4 4が出力する撮像信号から、狭帯域光N 1、N 2、N 3の反射光量を表すB画素の信号を分離して生成されたものである。

【0055】

図4及び図5に示すように、撮像素子4 4のB画素のマイクロカラーフィルタの分光特

50

性は、青色領域の狭帯域光 N 1、N 2、N 3 だけでなく、狭帯域光 N 1、N 2 によって励起される蛍光 F L 1、F L 2 の一部と重なっているため、各分光画像 P B 1、P B 2 の輝度値には、狭帯域光 N 1、N 2 の反射光量に加えて、蛍光 F L 1、F L 3 の一部の反射光量が含まれている。分光画像 P B 3 の輝度値は、狭帯域光 N 3 の反射光量を表す。

【 0 0 5 6 】

機能画像処理部 6 1 は、位置合わせ処理部 6 3、輝度比算出部 6 4、相関関係記憶部 6 5、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 6 と、血管深さ画像生成部 6 7 及び酸素飽和度画像生成部 6 8 を備えている。位置合わせ処理部 6 3 は、後述するように、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の 3 つの分光画像の位置合わせ処理を行う。

【 0 0 5 7 】

輝度比算出部 6 4 は、位置合わせ処理が行われた分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 をフレームメモリ 5 9 から読み出して、各分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 を照合して、分光画像 P B 1 と分光画像 P B 3 の第 1 輝度比 $S 1 / S 3$ を求めるとともに、分光画像 P B 1 と分光画像 P B 3 の第 2 輝度比 $S 2 / S 3$ を求める。

【 0 0 5 8 】

ここで、 $S 1$ は分光画像 P B 1 の画素の輝度値を、 $S 2$ は分光画像 P B 2 の画素の輝度値を、 $S 3$ は分光画像 P B 3 の画素の輝度値を表している。輝度値 $S 3$ は、観察部位の明るさのレベルを表すものであり、輝度値 $S 1$ 、 $S 2$ を比較するために、輝度値 $S 1$ 、 $S 2$ の値を規格化するための参照信号である。

【 0 0 5 9 】

第 1 輝度比 $S 1 / S 3$ と第 2 輝度比 $S 2 / S 3$ は、各分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 間において、対応する全画素について算出される。分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 は、位置合わせが行われているので、血管領域の画素同士の輝度比を求めることができる。もちろん、血管領域を特定して、その部分のみについて、第 1 輝度比 $S 1 / S 3$ と第 2 輝度比 $S 2 / S 3$ を求めてもよい。

【 0 0 6 0 】

相関関係記憶部 6 5 は、第 1 及び第 2 輝度比 $S 1 / S 3$ 、 $S 2 / S 3$ と、血管中の酸素飽和度及び血管深さとの相関関係を記憶している。この相関関係は、生体組織の光反射特性と、これまでの診断等で蓄積された多数の分光画像の分析により得られたものである。以下に、上記相関関係とそれを前提とした、酸素飽和度及び血管深さの算出方法について説明する。

【 0 0 6 1 】

生体組織の光反射特性は、具体的には、図 8 に示す、血中のヘモグロビンの吸光スペクトルで表される光吸収特性と、図 9 に示す、生体組織の光散乱特性である。

【 0 0 6 2 】

図 8 に示すように、ヘモグロビンは、照射する光の波長によって吸光係数 μ_a が変化する光吸収特性を持っている。吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさである吸光度を表すもので、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 I_0 は光源装置から観察部位の表層粘膜など生体組織に照射される光の強度であり、 x (cm) は生体組織内の血管までの深さである。

【 0 0 6 3 】

ヘモグロビンの吸光スペクトルは、長波長側の赤色領域において低く、緑色領域や青色領域においてピークを持っている。波長が 450 nm 以下の青色領域のピークは特に高い。このため、白色光の下では、緑色領域や青色領域が吸収されるので血液は赤く見える。このように、ヘモグロビンの吸光スペクトルは、波長依存性を有しており、異なる波長間では吸光係数 μ_a が変わるので、波長が変化すれば輝度値も変化する。例えば、狭帯域光 N 1 (445 nm) と狭帯域光 N 2 (473 nm) をそれぞれ同じ光強度で、同じ太さ (血液量が同じ) の血管に照射しても、吸光係数 μ_a が異なるので、それぞれの分光画像 P B 1、P B 2 に対応する輝度値 $S 1$ 、 $S 2$ は異なる。

【 0 0 6 4 】

また、図 8 のグラフの縦軸を対数表示にした図 10 において、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 70 と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 71 は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光係数 μ_a を示す等吸収点（図 10 における各ヘモグロビン 70、71 の交点）を除いて、吸光係数 μ_a に差が生じる。吸光係数 μ_a に差があると、同じ光強度かつ同じ波長の光を照射しても、酸素飽和度が変化すれば、輝度値が変化する。例えば、445 nm や 473 nm 付近の波長の光である狭帯域光 N1、N2 では、どちらの波長域においても吸光係数 μ_a に差があるため、酸素飽和度が変化すると、分光画像 PB1、PB2 の輝度値 S1、S2 は変化する。

【0065】

ただし、445 nm 付近では、還元ヘモグロビン 70 の吸光係数 μ_a の方が酸化ヘモグロビン 71 の吸光係数 μ_a よりも高くなっており、一方、473 nm 付近では、酸化ヘモグロビンの方が還元ヘモグロビン 70 よりも高くなっており、両者の吸光係数 μ_a の大小関係が逆転している。このため、445 nm に対応する輝度値 S1 は、酸素飽和度が高いほど、高くなるのに対して、473 nm に対応する輝度値 S2 は、酸素飽和度が高いほど、低くなる。

【0066】

一方、波長 405 nm は、ヘモグロビンの吸光スペクトルにおいて等吸収点であるため、405 nm に対応する輝度値 S3 は、酸素飽和度が変化しても、光強度が同じであれば一定である。

【0067】

また、生体組織の散乱特性は、図 9 に示すように、散乱係数 μ_s が波長依存性を持っている。散乱は主として血管以外の粘膜で生じる。散乱係数 μ_s は、短波長側で高く、特に 450 nm 以下の領域では急激に大きくなる。そして、長波長に向かって単調減少する。

【0068】

消化管内の粘膜に対して波長 λ の光を照射したときの反射率 R は、散乱係数 μ_s が大きいほど、また、血管深さ D が深いほど、高くなる。血管が深いと、粘膜表層から血管までの距離が長く、粘膜に入射した光が血管に到達するまでの間に散乱によって反射するためである。血管が深いほど血管に到達する光量は小さくなり、血管とその周辺の血管が存在しない粘膜とのコントラストは小さくなる。また、血中ヘモグロビン（血液）による光の吸収については、吸光係数 μ_a が高く、また、血管が太いほど（血液量が多いほど）、光の吸収が多いため、反射率 R は小さくなる。

【0069】

分光画像の輝度値は、反射率 R によって決まる値であり、反射率 R が高いほど高く、反射率 R が低いほど小さい。以上を前提とすると、血管の太さが同じ（血液量が同じ）場合には、2つの狭帯域光 N1（445 nm）及び狭帯域光 N2（473 nm）は、散乱係数 μ_s が異なるため、血管深さ D の変化に対する反射率 R の変化量が異なる。また、狭帯域光 N1 と狭帯域光 N2 では、還元ヘモグロビン 70 と酸化ヘモグロビン 71 のそれぞれの吸光係数 μ_a の差の大きさも異なるため、酸素飽和度 S t O2 の変化に対する反射率 R の変化量も異なる。このような散乱係数 μ_s に差があり、かつ、各ヘモグロビン 70、71 の吸光係数 μ_a の差の大きさが異なる 2 種類の波長の光の輝度値（反射率 R によって決まる）を比較することで、酸素飽和度 S t O2 と血管深さ D の 2 種類の情報を取得することができる。言い換えれば、酸素飽和度 S t O2 及び血管深さ D のそれぞれについて、相互間の影響を排除した精度の高い情報を取得することができる。

【0070】

狭帯域光 N1（445 nm）、N2（473 nm）、N3（405 nm）の 3 つの光の輝度値 S1、S2、S3 と、酸素飽和度 S t O2 及び血管深さ D のそれぞれとの関係は、具体的には以下のような関係となる。

【0071】

まず、酸素飽和度 S t O2 との関係について、輝度値 S1 と酸素飽和度 S t O2 の関係は、図 10 のヘモグロビンの吸光スペクトルに示したように、波長 445 nm では還元ヘ

10

20

30

40

50

モグロビン 70の方が酸化ヘモグロビン 71よりも吸光係数 μ_a が高いので、図 11 の $\langle S1 - S \rangle$ のグラフに示すように、右肩上がりのグラフになり、酸素飽和度 S_{tO_2} が高いほど、輝度値 $S1$ は高くなる。そして、波長 473 nm では、還元ヘモグロビン 70 と酸化ヘモグロビン 71 のそれぞれの吸光係数 μ_a の大小関係が逆転しているため、輝度値 $S2$ と酸素飽和度 S_{tO_2} の関係は、図 11 の $\langle S2 - S \rangle$ のグラフに示すように、右肩下がりのグラフになり、酸素飽和度 S_{tO_2} が高いほど、輝度値 $S2$ は低くなる。波長 405 nm は等吸収点であるため、図 11 の $\langle S3 - S \rangle$ のグラフに示すように、酸素飽和度 S_{tO_2} が変化しても、輝度値 $S3$ は一定である。

【0072】

$\langle S1 - S \rangle$ 、 $\langle S2 - S \rangle$ 、 $\langle S3 - S \rangle$ のグラフから、第 1 輝度比 $S1 / S3$ 、第 2 輝度比 $S2 / S3$ のそれぞれと酸素飽和度 S_{tO_2} の関係は、図 11 の $\langle S1 / S3 - S \rangle$ 、 $\langle S2 / S3 - S \rangle$ のようになる。 $\langle S1 / S3 - S \rangle$ のグラフに示すように、第 1 輝度比 $S1 / S3$ と酸素飽和度 S_{tO_2} の関係は、酸素飽和度 S_{tO_2} が高いほど、第 1 輝度比 $S1 / S3$ は高い。一方、 $\langle S1 / S3 - S \rangle$ のグラフに示すように、第 2 輝度比 $S2 / S3$ と酸素飽和度 S_{tO_2} の関係は、酸素飽和度 S_{tO_2} が高いほど、第 2 輝度比 $S2 / S3$ は高い。

10

【0073】

次に、狭帯域光 $N1$ (445 nm)、 $N2$ (473 nm)、 $N3$ (405 nm) の 3 つの光の輝度値 $S1$ 、 $S2$ 、 $S3$ と、血管深さ D との関係は、図 12 に示すようになる。

【0074】

20

輝度値 $S1$ 、 $S2$ 、 $S3$ のそれぞれと血管深さ D の関係については、図 12 の $\langle S1 - D \rangle$ 、 $\langle S2 - D \rangle$ 、 $\langle S3 - D \rangle$ のグラフに示すように、輝度値 $S1$ 、 $S2$ 、 $S3$ のいずれも、右肩上がりとなり、血管深さ D が深いほど高くなる。これは、上述のとおり、血管が深い位置にあるほど、粘膜表層から血管までの距離が長く、粘膜に入射した光が血管に到達するまでの間に散乱によって反射する光量が多くなり、反射率が高くなるためである。

【0075】

ただし、輝度値 $S1$ 、 $S2$ 、 $S3$ は、それぞれ散乱係数 μ_s が異なるため、グラフの傾きは異なる。グラフの傾きは、散乱係数 μ_s が高い順に大きくなる。すなわち、輝度値 $S3$ (405 nm) の傾きが最も大きく、次が輝度値 $S1$ (445 nm) で、輝度値 $S2$ (473 nm) が最も小さい。また、血管の深さ D が同じ場合の輝度値を比較すると、散乱係数 μ_s が大きいほど、輝度値は大きくなる。結果として、散乱係数 μ_s が高いほど、輝度値が飽和する血管深さ D が浅く、輝度値 $S3$ が最も浅い位置で飽和する。

30

【0076】

$\langle S1 - D \rangle$ 、 $\langle S2 - D \rangle$ 、 $\langle S3 - D \rangle$ のグラフから、第 1 輝度比 $S1 / S3$ 及び第 2 輝度比 $S2 / S3$ のそれぞれと血管深さ D の関係は、図 12 の $\langle S1 / S3 - D \rangle$ 、 $\langle S2 / S3 - D \rangle$ のグラフに示すようになる。 $\langle S1 / S3 - D \rangle$ のグラフに示すように、第 1 輝度比 $S1 / S3$ と血管深さ D の関係は、血管深さ D が深いほど、第 1 輝度比 $S1 / S3$ は低い。同様に、 $\langle S1 / S3 - D \rangle$ のグラフに示すように、第 2 輝度比 $S2 / S3$ と血管深さ D の関係も、第 1 輝度比 $S1 / S3$ と同様に、血管深さ D が深いほど、第 2 輝度比 $S2 / S3$ は低い。

40

【0077】

図 12 に示すように、第 1 輝度比 $S1 / S3$ 及び第 2 輝度比 $S2 / S3$ のそれぞれと、酸素飽和度 S_{tO_2} との関係 (図 12 の $\langle S1 / S3 - S \rangle$ 、 $\langle S2 / S3 - S \rangle$ のグラフ) と、第 1 輝度比 $S1 / S3$ 及び第 2 輝度比 $S2 / S3$ のそれぞれと、血管深さ D との関係 (図 12 の $\langle S1 / S3 - D \rangle$ 、 $\langle S2 / S3 - D \rangle$ のグラフ) を統合すると、第 1 及び第 2 輝度比 $S1 / S3$ 、 $S2 / S3$ を表す輝度座標系 66 と、酸素飽和度及び血管深さを表す血管情報座標系 67 との対応関係が得られる。

【0078】

輝度座標系 66 は、 XY の 2 軸を持つ XY 座標系であり、 X 軸に第 1 輝度比 $S1 / S3$

50

が割り当てられ、Y軸には第2輝度比 S_2 / S_3 が割り当てられている。

【0079】

血管情報座標系67は、輝度座標系66上に設けられたUVの2軸を持つUV座標系であり、U軸は血管深さDに、V軸は酸素飽和度 S_{tO_2} に割り当てられている。U軸は、血管深さDが輝度座標系66に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このU軸に関して、右斜め上に行くほど血管は浅いことを、左斜め下に行くほど血管が深いことを示している。一方、V軸は、酸素飽和度 S_{tO_2} が輝度座標系66に対して負の相関関係を有することから、負の傾きを有している。このV軸に関して、左斜め上に行くほど酸素飽和度 S_{tO_2} が低いことを、右斜め下に行くほど酸素飽和度 S_{tO_2} が高いことを示している。また、血管情報座標系67においては、U軸とV軸とは交点Pで交差している。

10

【0080】

相関関係記憶部61(図7参照)は、図13に示すような、輝度座標系66と、血管情報座標系67との対応関係を表す相関関係のデータを記憶している。

【0081】

輝度比算出部60は、分光画像PB1、PB2、PB3のそれぞれから、画面内の位置が対応する画素を読み出して、画素毎に第1輝度比 S_1 / S_3 及び第2輝度比 S_2 / S_3 を算出する。輝度比算出部60は、算出した第1輝度比 S_1 / S_3 及び第2輝度比 S_2 / S_3 の1対の輝度比のデータを画素毎に、血管深さ-酸素飽和度算出部62に対して出力する。血管深さ-酸素飽和度算出部62は、第1及び第2輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 が入力されると、相関関係記憶部61に記憶された相関関係を参照して、入力された第1及び第2輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 に対応する酸素飽和度 S_{tO_2} と血管深さDを特定する。

20

【0082】

血管深さ-酸素飽和度算出部62に入力された第1輝度比 S_1 / S_3 及び第2の輝度比 S_2 / S_3 を、それぞれ第1輝度比を S_1^* / S_3^* 、第2輝度比を S_2^* / S_3^* とすると、血管深さ-酸素飽和度算出部62は、次のようにして、酸素飽和度 S_{tO_2} と血管深さDを特定する。

【0083】

血管深さ-酸素飽和度算出部62は、図14(A)に示すように、輝度座標系66において、第1及び第2輝度比 S_1^* / S_3^* 、 S_2^* / S_3^* に対応する座標(X^* 、 Y^*)を特定する。座標(X^* 、 Y^*)が特定されたら、図14(B)に示すように、血管情報座標系67において、特定した座標(X^* 、 Y^*)を、酸素飽和度の座標軸であるV軸と、血管深さの座標軸であるU軸にそれぞれ射影して、座標(U^* 、 V^*)を特定する。これにより、1つの画素について、血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求まる。血管深さ-酸素飽和度算出部62は、こうした処理を1画面分の全画素について繰り返して、全画素に対する血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* を求める。

30

【0084】

以上説明したように、散乱係数 μ_s に差があり、かつ、各ヘモグロビン70、71の吸収係数 μ_a の差の大きさが異なる2種類の波長の光(N_1 、 N_2)の輝度値 S_1 、 S_2 と、各輝度値 S_1 、 S_2 を比較するための参照光(N_3)の輝度値 S_3 を利用することで、酸素飽和度 S_{tO_2} と血管深さDについて、相互の影響を排除した精度の高い情報を取得することができる。これは2種類の光の反射率Rを比較することに他ならないので、酸素飽和度 S_{tO_2} 及び血管深さDの変化に対する変化量の差が大きいほど、比較される輝度値 S_1 、 S_2 の差も大きくなり、 S/N 比が高くなり、精度の高い情報を得ることができる。比較される輝度値 S_1 、 S_2 を求めるための2種類の光については、本例の狭帯域光 N_1 、 N_2 のように、散乱係数 μ_s の差が大きく、かつ、各ヘモグロビン70、71の吸収係数 μ_a の差が大きな、波長を選択することが好ましい。

40

【0085】

上記例では、狭帯域光 N_1 、 N_2 のように、還元ヘモグロビン70と酸化ヘモグロビン

50

71の吸光係数 μ_a の大小関係が逆転している波長域を持つ2つの光を利用する例で説明したが、吸光係数 μ_a の差があれば大小関係が逆転していなくても構わない。例えば、比較する輝度値 S_1 、 S_2 を得るための2つの波長を、ともに、還元ヘモグロビン70の吸光係数 μ_a の方が酸化ヘモグロビン71よりも高い波長の光を利用する場合には、酸素飽和度 S_tO_2 と輝度値 S の関係は、2つの波長ともに、445nmの狭帯域光N1と同様に、右肩上がりとなる。その場合には、図15に示すように、血管座標系67の傾きが変化して右肩上がりとなる。

【0086】

図15に示す例は、吸光係数 μ_a の大小関係が逆転している場合と比較すると、信号値（輝度比）の差が小さくなるため、その分 S/N 比は低くなる。そのため、 S/N 比を上げる観点からは、上記例の狭帯域光N1、N2のように、吸光係数 μ_a の大小関係が逆転している2つの波長を選択することが好ましい。

【0087】

また、2つの輝度値 S_1 、 S_2 を規格化するための参照信号を得るための参照光として、等吸収点の波長の光である狭帯域光N3を使用しているが、参照光は観察部位の明るさのレベルが分かればよいので、等吸収点の波長でなくてもよい。また、白色光でもよいし、白色光から色分離したG色光やR色光を用いてもよい。

【0088】

図7において、血管深さ画像生成部67は、内部メモリを有しており、内部メモリには、血管深さの程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーテーブル67aが記憶されている。カラーテーブル67aには、例えば、血管の深さが表層のときは青、中層のときは緑、深層のときは赤というように、血管深さの程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。ここでいう血管深さは、狭帯域光N1、N2の深達度の範囲内における深さである。狭帯域光N1、N2は、青色領域であるため、観察部位の表面からの深達度は、より波長が長い赤色領域の光に比べて短いため、狭帯域光N1、N2によって、主として表層領域内の深さの程度を判別することができる。血管深さ画像生成部67は、カラーテーブル67aから、血管深さ-酸素飽和度算出部67で算出された血管深さ情報 U^* に対応するカラー情報を特定する。

【0089】

血管深さ画像生成部67は、血管領域内の全ての画素についてカラー情報が特定されると、カラー情報を、通常観察画像に合成することで、通常観察画像に反映させる。通常観察画像としては、例えば、狭帯域光N1とそれによって励起される蛍光FL1とからなる白色光によって取得される画像データを用いる。これにより、通常観察画像に対して血管深さの情報が反映された血管深さ画像が生成される。生成された血管深さ画像は再度フレームメモリ59に記憶される。なお、カラー情報は、通常観察画像にではなく、機能情報観察モードにおいて得られる、分光画像PB1、PB2、PB3のいずれか、あるいはこれらを合成した合成画像に対して反映させてもよい。

【0090】

酸素飽和度画像生成部68は、内部メモリを有しており、内部メモリには、酸素飽和度の程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーテーブル68aが記憶されている。カラーテーブル68aには、例えば、低酸素飽和度であるときにはシアン、中酸素飽和度であるときにはマゼンダ、高酸素飽和度であるときにはイエローというように、酸素飽和度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。酸素飽和度画像生成部64は、血管深さ画像生成部と同様に、カラーテーブル68aから血管深さ-酸素飽和度算出部で算出された酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定する。そして、このカラー情報を通常観察画像に反映させることにより、酸素飽和度画像を生成する。生成された酸素飽和度画像は、血管深さ画像と同様、フレームメモリ59に記憶される。なお、血管深さ画像と同様に、酸素飽和度画像は、通常観察画像の代わりに、分光画像PB1、PB2、PB3やこれらの合成画像をベースにカラー情報を反映させたものでもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 1 】

表示制御回路 6 0 は、通常観察画像と同様に、フレームメモリ 5 9 から血管深さ画像や酸素飽和度画像を読み出して、これをビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に出力する。機能情報観察モードにおける画像の表示形態としては様々なパターンが考えられる。

【 0 0 9 2 】

例えば、図 1 6 に示すように、モニタ 1 4 の一方の側に通常観察画像の表示画像 7 2 を表示させ、他方の側に、血管深さ画像の表示画像 7 3 または酸素飽和度画像の表示画像 7 4 のいずれかを表示させるようにしてもよい。表示画像 7 3 と表示画像 7 4 の切り替えは、例えばコンソール 1 5 の操作によって行われる。もちろん、表示画像 7 3、7 4 を同時に表示してもよい。表示画像 7 3 では、表層血管 7 5 が青色で、中層血管 7 6 が緑色で、深層血管 7 7 が赤色で表示される。また、酸素飽和度画像 7 4 では、低酸素飽和度を示す血管 8 0 がシアンで、中酸素飽和度を示す血管 8 1 がマゼンダで、高酸素飽和度を示す血管 8 2 がイエローで表示される。

10

【 0 0 9 3 】

なお、血管深さ情報と酸素飽和度情報は、画像に代えて又は加えて、文字情報として表示してもよい。また、酸素飽和度を画像化しているが、酸素飽和度画像には、上記例で示した形態に代えて、又はそれに加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスを画像化したものも含まれる。

【 0 0 9 4 】

20

また、本例では、酸素飽和度の算出において、狭帯域光 N 1、N 2 として、青色領域の狭帯域光を使用している。青色領域の光が使用される理由は、腫瘍の良悪鑑別などの病変部の診断においては、中深層よりも表層血管の性状の把握が重要である場合も多く、表層血管の性状を詳細に把握できる観察方法が望まれているためである。こうした要請に応えるため、本発明においては、深達度が浅く、表層血管の情報を良好に取得できる青色領域の光が採用される。

【 0 0 9 5 】

そして、狭帯域光が使用される理由は次のとおりである。図 8、図 1 0 に示すヘモグロビンの吸光スペクトルで明らかなように、青色領域においては、緑色領域や赤色領域と比較して、吸光度の変化が急峻であり、波長が少しずれると、吸光度が大きく変化する。また、各ヘモグロビン 7 0、7 1 の吸光度の大小関係に逆転が生じる等吸収点の間隔も狭い。波長域が広いと、大小関係が逆転する 2 つの領域の信号が混合して、輝度値が平均化されてしまうため、精度の高い情報が得られない。そのため、青色領域の光を利用して表層血管の血管情報を得るためには、2 つの等吸収点の間隔に近い幅の波長域、好ましくは、2 つの等吸収点の間隔に収まる波長域を持つ狭い狭帯域光を用いる必要がある。

30

【 0 0 9 6 】

また、表層血管は、中深層血管と比較して細いため、照射される光量が不足しがちであり、表層血管を観察する場合には、光量が大きな光源が必要になる。

【 0 0 9 7 】

このように、表層血管に関する血管情報の測定精度を高めるには、青色領域の狭帯域光で、かつ高い光量の光を発する光源が適しており、こうした理由から、本例においては、高出力の狭帯域光 N 1、N 2 を発光可能なレーザ光源 L D 1、L D 2 を採用している。

40

【 0 0 9 8 】

次に、機能情報観察モードにおいて、酸素飽和度及び血管深さの算出の前に、位置合わせ処理部 6 3 が実行する位置合わせ処理について説明する。図 6 (B) に示すように、狭帯域光 N 1、N 2、N 3 の照射タイミング及びその反射光の撮像タイミングが異なるため、取得される分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 は、手ぶれ、視野の移動、心拍や呼吸などによる患者の体動によって、位置ズレが生じる。酸素飽和度の算出に当たっては、各分光画像 P B 1、P B 2 の対応する画素の輝度値を比較するため、位置合わせ処理部 6 3 は、位置合わせを行って、各分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 間の位置ズレを解消する。

50

【 0 0 9 9 】

図 1 7 に示すように、位置合わせ処理部 6 3 は、最初に、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 を、フレームメモリ 5 9 から読み出して、コントラスト調整処理を施す。コントラスト調整処理は、位置合わせ用画像を生成するための前処理である。そして、コントラストを調整後、前処理が済んだ処理済みの分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 に対して二値化処理を施して、位置合わせ用画像である二値画像 E P B 1、E P B 2、E P B 3 を生成する。そして、二値画像 E P B 1、E P B 2、E P B 3 に基づいて、位置ズレ量検出処理を行う。最後に、位置合わせ用画像で検出された位置ズレ量に基づいて、原画像である分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の位置合わせ処理を行う。

【 0 1 0 0 】

10

図 1 8 に示すように、位置合わせ処理部 6 3 は、コントラスト調整処理を行う際に、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 について、それぞれの濃度ヒストグラムを求める。周知のように、濃度ヒストグラムは、横軸に画素値（輝度値）を、縦軸に頻度を取ったグラフである。分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 のそれぞれには、表層血管 8 6 と中深層血管 8 7 が描出されている。

【 0 1 0 1 】

狭帯域光 N 1、N 2、N 3 は、それぞれ 4 4 5 n m、4 7 3 n m、4 0 5 n m の青色領域の波長域を持つ。これらの波長域は、ヘモグロビンの吸光係数が高いため、表層血管 8 6、中深層血管 8 7 の領域では、狭帯域光 N 1、N 2、N 3 の反射光量が小さく、輝度値も低い。一方、血管が存在しない領域はヘモグロビンによる吸収が無いいため、反射光量が大きく、輝度値が高い。そのため、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 において、表層血管 8 6、中深層血管 8 7 は、その周辺の血管が存在しない領域と比較して、濃度が高い。

20

【 0 1 0 2 】

また、狭帯域光 N 1、N 2、N 3 は青色領域の波長域を持つため、散乱が強く、深達度が低いため、中深層血管 8 7 まで到達する光量は少なく、表層血管 8 6 における吸収が多い。そのため、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 において、中深層血管 8 7 と比べて、表層血管 8 6 の濃度が高く描出される。そのため、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の濃度ヒストグラムは、濃度が高い順（画素値が低い順）に、表層血管 8 6 のピーク a、中深層血管 8 7 のピーク b、血管が存在しない粘膜のピーク c の 3 つのピークを持つ。

【 0 1 0 3 】

30

また、図 8、図 1 0 に示すヘモグロビンの吸光スペクトルで明らかなように、狭帯域光 N 2（4 7 3 n m）は、狭帯域光 N 1、N 2 と比較して、ヘモグロビンの吸収係数 μ_a が低いため、相対的にヘモグロビンによる吸収が少ない。そのため、分光画像 P B 2 は、分光画像 P B 1、P B 3 と比較すると、血管と血管が存在しない粘膜とのコントラストが低い。これは、濃度ヒストグラムにおいては、画素値の最大値（max）と最小値（min）の幅であるダイナミックレンジ D R の違いとして現れる。分光画像 P B 2 のダイナミックレンジ D R 2 は、分光画像 P B 1、P B 3 のダイナミックレンジ D R 1、D R 3 よりも狭い。

【 0 1 0 4 】

40

分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の位置合わせを行う場合には、白と黒に二値化されるが、コントラストに差があると、例えば、コントラストが高い分光画像 P B 1、P B 3 の二値画像 E P B 1、E P B 3 においては黒に振り分けられる血管領域が、コントラストが低い分光画像 P B 2 の二値画像 E P B 2 においては白に振り分けられてしまう場合がある。この場合には、同じ値を示すべき領域が異なる値を示すことになるため、位置合わせの精度の低下を招く。

【 0 1 0 5 】

そのため、図 1 9 に示すように、位置合わせ処理部 6 3 は、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 間においてコントラスト調整処理を施して、各分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 のコントラストを合わせる。図 1 9 においては、分光画像 P B 1 及び分光画像 P B 2 間のコントラストを合わせる例を示している。

50

【 0 1 0 6 】

位置合わせ処理部 6 3 は、内部メモリを有しており、内部メモリには、階調補正テーブル 6 3 a が記憶されている。階調補正テーブル 6 3 a は、横軸が入力値を、縦軸が出力値を表し、入力値と出力値の対応関係を示す階調補正カーブを有している。コントラストを上げるためには、処理前の原画像において濃度が低い部分は、濃度がより低く、濃度が高い部分はより高くなるようにすればよいので、図 1 9 に示す略 S 形状の階調補正カーブに基づいて階調補正を行えば、コントラストを上げることができる（DR が広がる）。反対に、逆 S 形状の階調補正カーブを使用すれば、コントラストが下がる（DR が狭くなる）。

【 0 1 0 7 】

コントラスト調整処理において、位置合わせ処理部 6 3 は、最もコントラストが低い分光画像 P B 2 に対してコントラストが高い分光画像 P B 1 を基準画像とし、分光画像 P B 2 のコントラストが基準画像のコントラストに一致するように調整レベルを決定する。位置合わせ処理部 6 3 は、分光画像 P B 1 と分光画像 P B 2 の濃度ヒストグラムに基づいて、それぞれのダイナミックレンジ D R 1、D R 2 を判定し、分光画像 P B 2 のダイナミックレンジ D R 2 が、ダイナミックレンジ D R 1 にほぼ一致するように階調補正テーブル 6 3 a の階調補正カーブを生成する。生成した階調補正カーブを適用して、分光画像 P B 2 に対してコントラスト調整処理を施すことで、分光画像 P B 2 のダイナミックレンジ D R 2 を、分光画像 P B 1 のダイナミックレンジ D R 1 に合わせる。これにより、分光画像 P B 2 において、血管領域と血管が存在しない領域の濃度差が広がって、明瞭な識別が可能になる。

【 0 1 0 8 】

図 1 9 においては、分光画像 P B 1、P B 2 間のコントラスト調整処理を説明したが、位置合わせ処理部 6 3 は、分光画像 P B 1、P B 3 に対してもコントラスト調整処理を行う。分光画像 P B 1、P B 3 間のコントラスト調整処理においては、分光画像 P B 1 を基準画像として、分光画像 P B 3 のコントラストを調整する。これにより、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の 2 つの分光画像のコントラストをほぼ一致させることができる。なお、位置合わせ処理部 6 3 が、濃度ヒストグラムに基づいて、2 つの分光画像のコントラストの差が所定の許容範囲にあるか否かを判定して、許容範囲内の場合には、コントラスト調整処理をせず、許容範囲外の場合にのみコントラスト調整処理を実行してもよい。例えば、分光画像 P B 1、P B 3 間のコントラストの差が許容範囲である場合には、分光画像 P B 1、P B 3 に対してはコントラスト調整処理を行わなくてもよい。

【 0 1 0 9 】

位置合わせ処理部 6 3 は、図 1 7 で示したように、コントラスト調整処理を施した分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 に対して二値化処理を施し、しきい値を基準に画素値を白と黒の二値に振り分けて二値画像 E P B 1、E P B 2、E P B 3 を生成する。しきい値は、血管領域が黒、血管が存在しない領域が白になるような値が設定される。例えば、濃度ヒストグラムの中深層血管のピーク b と粘膜のピーク c の間の谷をしきい値として設定する。なお、青色領域の狭帯域光では、中深層血管 8 7 と比較して、表層血管 8 6 がより明瞭に描出されるので、表層血管 8 6 のピーク a と中深層血管 8 7 のピーク b の間の谷をしきい値として設定してもよい。

【 0 1 1 0 】

位置合わせ処理部 6 3 は、二値化処理後に、二値画像 E P B 1、E P B 2、E P B 3 に基づいて、位置ズレ量検出処理を行う。位置ズレ量検出処理では、例えば、ブロックマッチングの手法で画像間の動きベクトルを求めて、求めた動きベクトルを位置ズレ量として検出する。

【 0 1 1 1 】

具体的には、図 2 0 に示すように、二値画像 E P B 1 と二値画像 E P B 2 の 2 つの画像の一方、例えば二値画像 E P B 1 を基準画像として、基準画像の画面内において代表点 9 1 を設定し、各代表点の周囲に例えば 9 × 9 画素程度の小領域をブロック 9 2 として設定

する。代表点 9 1 は、例えば画面内に 9 つ設定され、ブロック 9 2 も代表点 9 1 の数に応じて 9 つ設定される。一方、二値画像 E P B 2 においては、各代表点 9 1 と同じ座標位置を基準にブロック 9 2 よりも大きなサーチエリア 9 3 を設定する。そして、二値画像 E P B 2 のサーチエリア 9 3 内において、二値画像 E P B 1 のブロック 9 2 の画素値の積算値と、相関が高い領域を探索する。探索方法としては、例えば、二乗誤差 S S D (Sum of Squared Difference) が利用される。

【 0 1 1 2 】

二乗誤差 S S D は、ブロック 9 2 内の積算値と、サーチエリア 9 3 においてブロック 9 2 と同じ大きさのブロックの積算値とをそれぞれ二乗して、両者の差分をとることによって求められる。二乗誤差 S S D が小さいほど両者の相関が高いと判定される。図 2 0 において、サーチエリア 9 3 内において、ブロック 9 2 と最も相関が高い領域がブロック 9 4 と判定された場合には、ブロック 9 2 の代表点 9 1 の座標と、ブロック 9 4 の代表点 9 6 の座標に基づいて動きベクトル 9 7 を求める。位置合わせ処理部 6 3 は、こうした処理を各ブロックについて行い、求めた各動きベクトル 9 7 を平均した値を、画像全体の位置ズレ量として検出する。なお、本例においては二乗誤差 S S D を利用しているが、各ブロックの誤差の絶対値 S A D (Sum of Absolute Difference) を利用してもよい。また、本例においては、直線移動方向に関する位置ズレ量のみを求めているが、回転方向に関する位置ズレ量を求めてもよい。

【 0 1 1 3 】

位置合わせ処理部 6 3 は、検出した位置ズレ量を、分光画像 P B 1、P B 2 に対して適用して位置合わせを行う。具体的には、各分光画像 P B 1、P B 2 のそれぞれの原点 O を位置ズレ量に基づいて調節して、各画素の座標を変換する。位置合わせ処理部 6 3 は、二値画像 E B 1、E B 3 に対しても同様の処理を行って、分光画像 P B 1、P B 3 の位置合わせを行う。

【 0 1 1 4 】

機能画像処理部 6 1 は、位置合わせが行われた分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 に基づいて、図 1 3、1 4 において説明した手順で、輝度比 ($S 1 / S 3$ 、 $S 2 / S 3$) を算出し、算出した輝度比に基づいて酸素飽和度及び血管深さを算出して、画像化を行う。

【 0 1 1 5 】

本発明では、位置合わせの前処理として、コントラスト調整処理を行っているため、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 のコントラスト差が解消される。位置合わせ用画像である二値画像 E B 1、E B 2、E B 3 を作成したときに、同じ血管領域が一方においては強調され、他方においては強調されないといったことが無くなり、二値画像 E B 1、E B 2、E B 3 において同じように血管領域が強調される。そのため、コントラスト調整処理を行わない場合と比べて、位置ズレ量の検出精度が上がり、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の各画素の位置を正確に対応させることができる。これにより、血管領域同士の輝度値の比較を正確に行うことができるので、酸素飽和度や血管深さの算出精度が上がる。

【 0 1 1 6 】

酸素飽和度や血管深さといった生体機能情報を算出する場合は、単に 2 つの画像を合成して合成画像を生成する場合と比べて、位置合わせの精度は非常に高い精度が求められる。そのため、位置合わせの高精度化に寄与するコントラスト調整処理は、生体機能情報を算出する際には特に有用性が高い。

【 0 1 1 7 】

また、本例においては、酸素飽和度の算出に際して、青色領域の狭帯域光 N 1、N 2、N 3 を使用している。上述したように、青色領域においては、波長の変化に対する、ヘモグロビンの吸光係数 μa や散乱係数 μS の変化が急峻である。そのため、狭帯域光 N 1、N 2、N 3 のように、青色領域において異なる波長の光を用いた場合には、各分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 のコントラストの差も大きくなりがちである。そのため、本発明は、表層血管を観察するために青色領域における複数の狭帯域光を使用する場合に特に有効である。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 8 】

さらに、本例においては、狭帯域光 N 1、N 2、N 3 の光源としてレーザ光源 L D 1、L D 2、L D 3 を使用しているが、現状においては、3 つの光源の中で最も長波長のレーザ光源 L D 2 は、レーザ光源 L D 1、L D 3 と比べて、出力が相対的に低い。これも、分光画像 P B 2 のコントラストが、他の分光画像 P B 1、P B 3 と比較して、低くなる原因の 1 つである。したがって、本例のレーザ光源 L D 1 (4 0 5 n m)、L D 2 (4 7 3 n m)、L D 3 (4 0 5 n m) のように、出力差がある複数の光源を使用する場合に、本発明は特に有効である。

【 0 1 1 9 】

また、本発明によれば、血管の太さに応じた周波数フィルタリング処理を行う特許文献 1 のように血管の太さを把握する必要はないため、血管の太さが表示倍率によって変化する場合にも対応できる。表示倍率が変化した場合に処理の内容を変える必要もないので、構成が複雑化することも無い。

【 0 1 2 0 】

〔 第 2 実施形態 〕

上記実施形態では、画像間のコントラストの差に応じた前処理として、ダイナミックレンジを広げてコントラストを合わせるコントラスト調整処理を説明したが、コントラスト調整処理に代えて、前処理として、二値化処理のしきい値を決定する処理を行ってもよい。

【 0 1 2 1 】

図 2 1 に示すように、位置合わせ処理部 6 3 は、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 のコントラストの差に応じて二値化処理のしきい値を決定する。例えば、図 2 2 に示すように、コントラストが高い分光画像 P B 1 の濃度ヒストグラムに基づいて、コントラストが低い分光画像 P B 2 の二値化処理のしきい値 $T h 2$ を決定する。

【 0 1 2 2 】

分光画像 P B 2 のように血管のコントラストが低い場合には、その濃度ヒストグラムと、コントラストが高い分光画像 P B 1 の濃度ヒストグラムとを比較すると、表層血管 8 6 や中深層血管 8 7 の血管領域のピーク a、b と、血管が存在しない粘膜のピーク c との境界（谷間）が不明瞭になる場合がある。谷間が不明瞭だと、設定したしきい値 $T h 2$ が、血管領域と血管が存在しない領域を区別するには不適切な値に設定されてしまうことがある。しきい値 $T h 2$ が不適切な値に設定されると、二値画像 E P B 1 においては血管領域（黒）に振り分けられる画素が、二値画像 E P B 2 においては血管が存在しない領域（白）に振り分けられてしまう。

【 0 1 2 3 】

そこで、位置合わせ処理部 6 3 は、ピークがはっきりしている分光画像 P B 1 の濃度ヒストグラムに基づいて、例えば表層血管 8 6 のピーク a と粘膜のピーク c の画素値の差 $\Delta d 1$ と、分光画像 P B 1 において設定したしきい値 $T h 1$ のそれぞれの値に基づいて、分光画像 P B 2 のしきい値 $T h 2$ を決定する。例えば、分光画像 P B 1 の画素値の差 $\Delta d 1$ としきい値 $T h 1$ の比を求めて、その比と同じになるように、分光画像 P B 2 の $\Delta d 2$ に対するしきい値 $T h 2$ を求める。式で表すと、 $T h 2 = T h 1 \times \Delta d 2 / \Delta d 1$ となる。

【 0 1 2 4 】

位置合わせ処理部 6 3 は、求めたしきい値 $T h 2$ に基づいて、分光画像 P B 2 に対して二値化処理を施して、二値画像 E P B 1 を生成する。これによれば、分光画像 P B 2 のように、コントラストが低く、濃度ヒストグラムにおけるピークが不明瞭な場合でも、適切なしきい値 $T h 2$ を求めることができる。しきい値 $T h 2$ は、分光画像 P B 1 のしきい値 $T h 1$ に基づいて決められるので、分光画像 P B 1、P B 2 において、血管領域とそれ以外に振り分ける基準を合わせることができる。このため、コントラスト調整処理を行う場合と同様の効果が得られる。

【 0 1 2 5 】

なお、しきい値 $T h 2$ の決め方としては、上記以外の方法として、例えば、次のような

方法が考えられる。まず、しきい値 Th_2 を適当に決めた後、二値画像 EPB_2 を生成して、二値画像 EPB_1 との間でパターンマッチングを行う。パターンマッチングは、画像内の一部の血管形状などのパターンを抽出して行ってもよいし、画像全体で行ってもよい。

【0126】

この場合には、位置合わせ処理部 63 は、パターンマッチングの結果に基づいて、両者の一致度を評価する。各画像 EPB_1 、 EPB_2 間において画素値の差が少ないほど一致度は高い。位置合わせ処理部 63 は、一致度が所定の許容範囲内か否かを判定して、許容範囲内であれば、二値化を行ったしきい値 Th_2 を最終的な値として確定する。許容範囲外の場合には、しきい値 Th_2 の値を再設定して二値化を行い、パターンマッチングを行って一致度を評価する。こうした処理を一致度が許容範囲に収まるまで繰り返す。

10

【0127】

なお、このようなパターンマッチングの一致度を評価してしきい値 Th_2 を決定する方法は、文字やマークなどの比較的単純なパターンの場合には短時間で処理することができるが、血管などの複雑な形状の場合には処理に非常に時間がかかることが懸念される。そのため、処理時間を短縮する観点からは、上記例のように、分光画像 PB_1 の濃度ヒストグラムに基づいて、分光画像 PB_2 のしきい値 Th_2 を決定する方法が好ましい。本例においては、分光画像 PB_1 と分光画像 PB_2 の位置合わせを例に説明しているが、分光画像 PB_1 と分光画像 PB_3 間でも同様であるため、説明を省略する。なお、第2実施形態と第1実施形態を組み合わせてもよい。

20

【0128】

上記第1及び第2実施形態においては、位置合わせ用画像として二値画像を生成する例で説明したが、二値画像以外でもよい。本発明において二値化処理は、血管形状など画像内における輪郭や形状といった特徴量を強調することで、ブロックマッチングなどを用いて位置合わせを行う際の精度を上げるための処理であるから、輪郭や形状といった特徴量が強調される処理であればよい。そのため、例えば、画素値を、白、黒に加えてグレーの三値に振り分ける三値化処理により三値画像を生成して、これを位置合わせ用画像としてもよい。原画像と比較して輪郭や形状が明瞭になるならば、三値以上でもよく、原画像の階調数（例えば8ビットであれば256階調）を低減する階調低減処理が行われればよい。しきい値を三値以上に振り分ける場合には、しきい値が複数になるが、複数のしきい値の全部について、上記手順でしきい値を決定してもよいし、そのうちの1つに上記手順を適用してもよい。

30

【0129】

また、上記第1実施形態においては、階調低減処理に代えて、エッジ強調処理を実行してもよい。エッジ強調処理は、周知のように、画像内において輪郭部分など濃度変化の激しい部分を強調する処理であり、例えば、ラプラシアンフィルタを用いたフィルタ処理がある。この場合には、位置合わせ処理部 63 は、位置合わせ用画像として、二値画像の代わりに、エッジ強調処理が施された画像を用いて位置ズレ量を検出する。

【0130】

上記実施形態では、照明光として青色領域の光を用いた例で説明したが、特許文献1（特開2011-194151号公報）に記載されているように、中深層血管の観察に適した、波長が500nm台の緑色領域の光を用いた場合にも適用することができる。

40

【0131】

上記実施形態では、半導体光源としてレーザダイオードからなるレーザ光源を例示したが、レーザダイオードの代わりにLEDを使用したLED光源でもよい。また、照明部としては、半導体光源の代わりに、キセノンランプやハロゲンランプなどの白色光源と、白色光源からの白色光を狭帯域光 N_1 、 N_2 、 N_3 に分光する分光フィルタを有するロータリフィルタとを組み合わせたものでもよい。この場合には、撮像素子としてはモノクロの撮像素子が使用される。そして、各狭帯域光 N_1 、 N_2 、 N_3 は、ロータリフィルタの回転に同期して順次照射され、各狭帯域光 N_1 、 N_2 、 N_3 に対応する反射光がモノクロの

50

撮像素子によって順次に撮像される。

【 0 1 3 2 】

なお、上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム、カプセル内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム等、他の形態の内視鏡システムにも適用することができる。

【符号の説明】

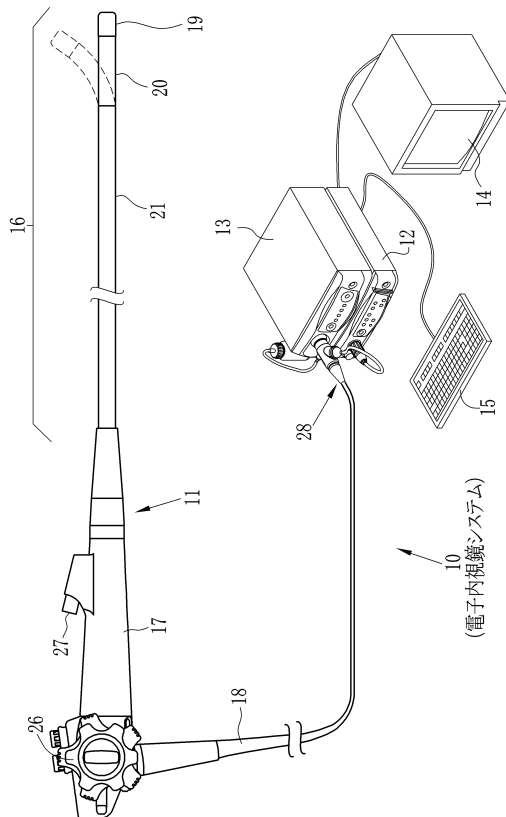
【 0 1 3 3 】

- 1 0 電子内視鏡システム
- 1 4 モニタ
- 3 1 半導体光源ユニット
- 3 2 光源制御部
- 4 4 撮像素子
- 5 7 D S P
- 5 8 画像処理部
- 6 1 機能画像処理部
- 6 3 位置合わせ処理部
- 6 3 a 階調補正テーブル
- L D 1 ~ L D 3 レーザ光源
- P B 1 ~ P B 3 分光画像
- E P B 1 ~ E P B 1 二値画像

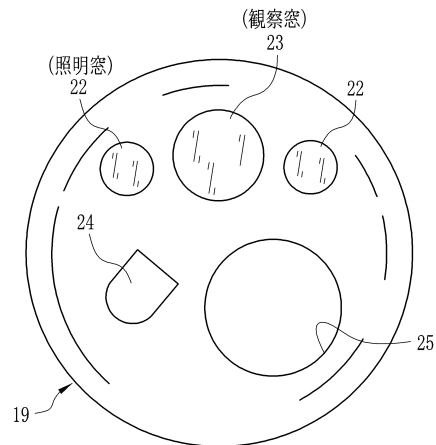
10

20

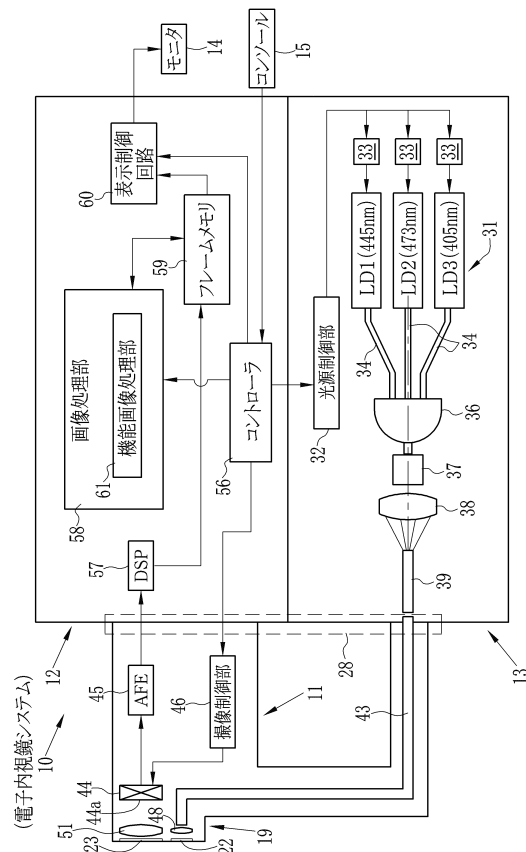
【図 1】



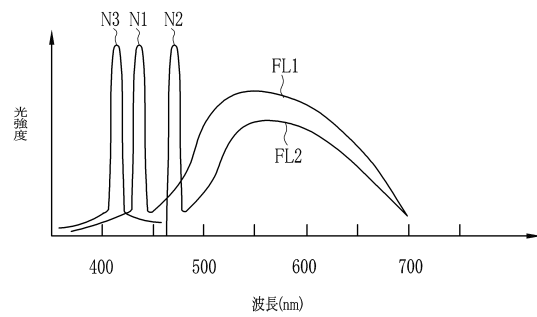
【図 2】



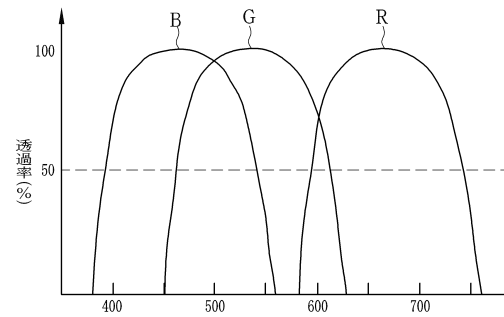
【 図 3 】



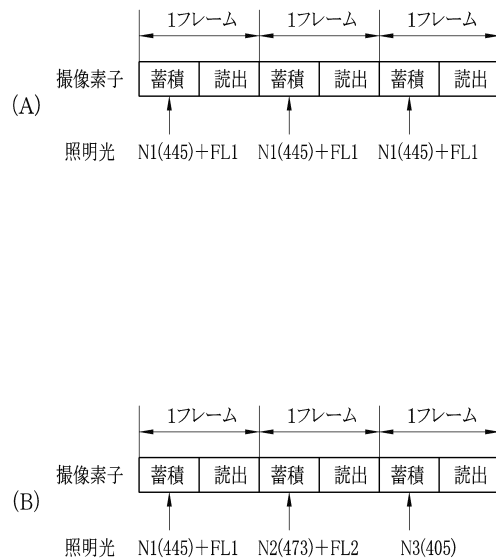
【 図 4 】



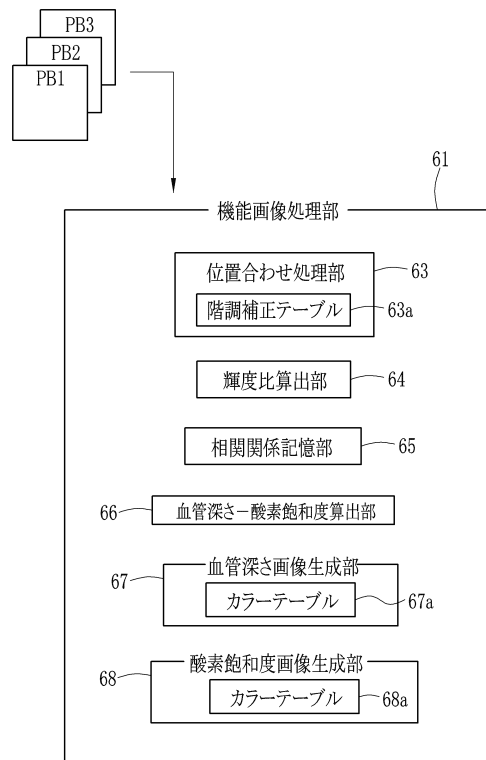
【 図 5 】



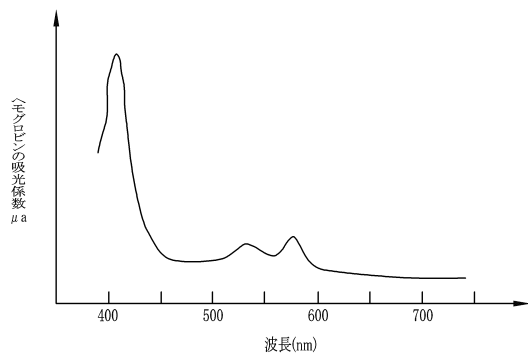
【 図 6 】



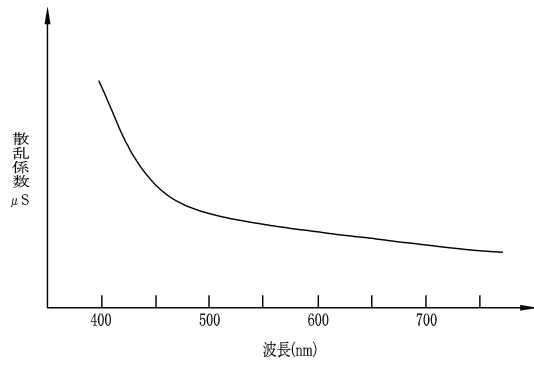
【圖 7】



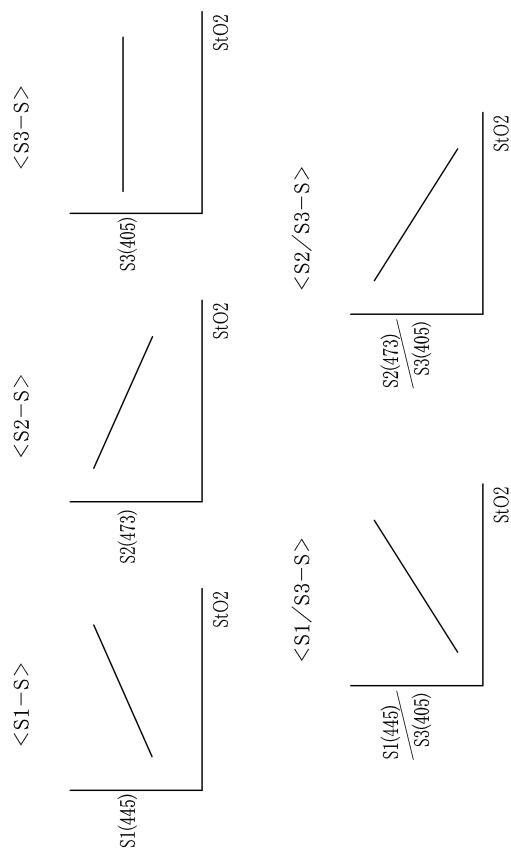
【図 8】



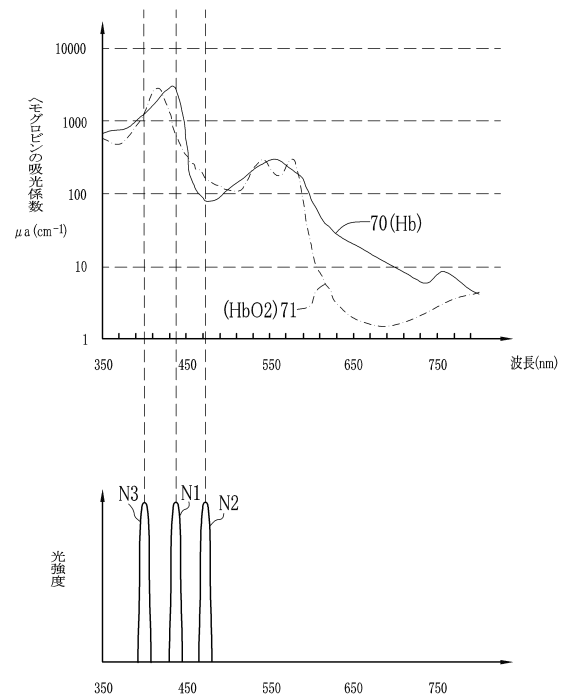
【図 9】



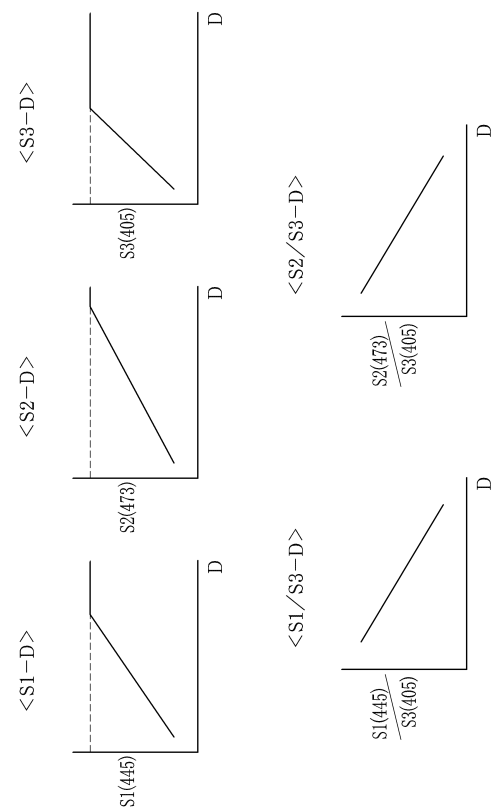
【図 11】



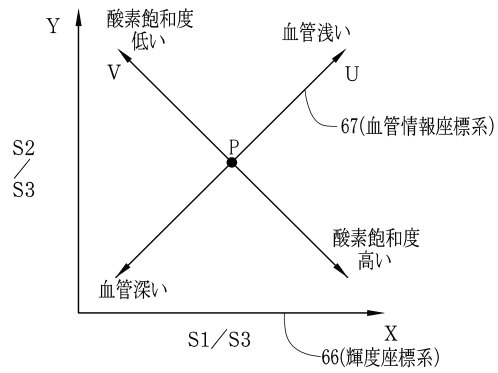
【図 10】



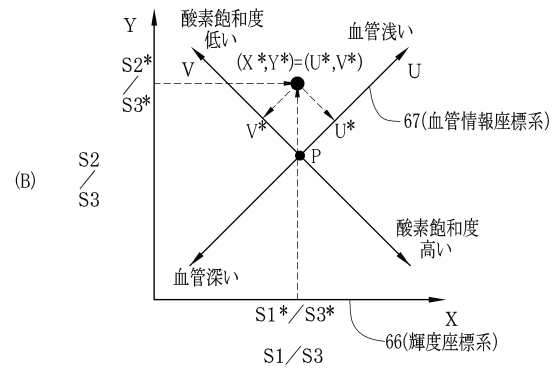
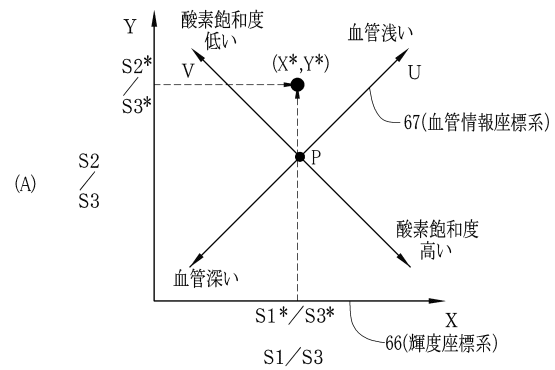
【図 12】



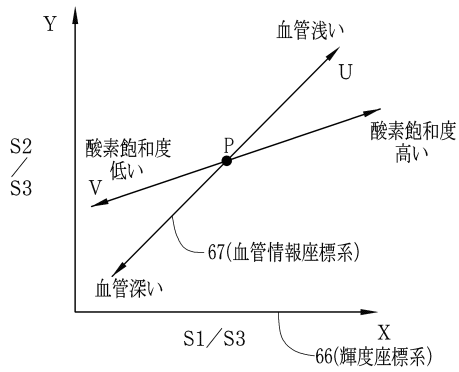
【図 13】



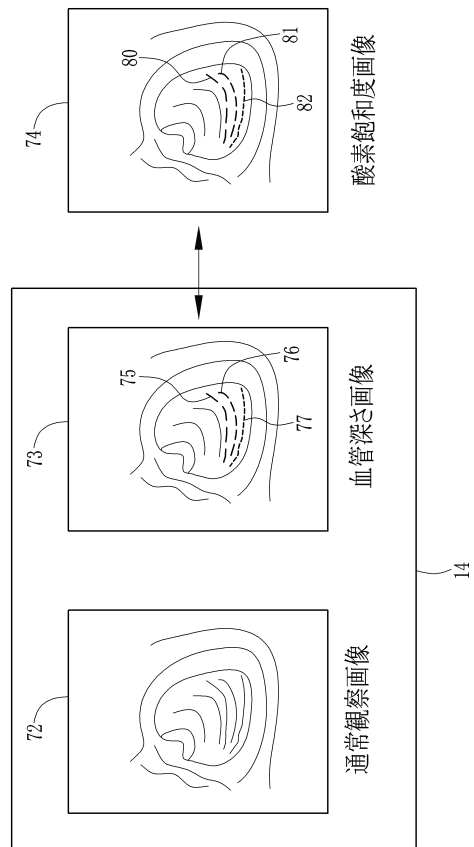
【図 14】



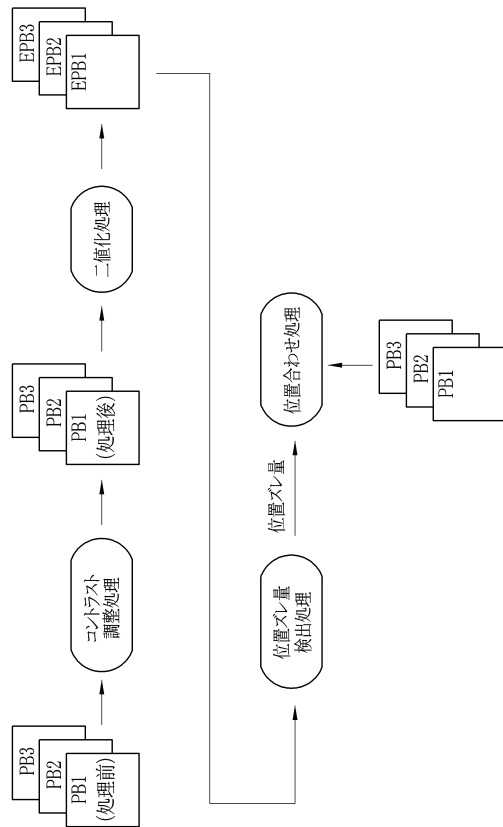
【図 15】



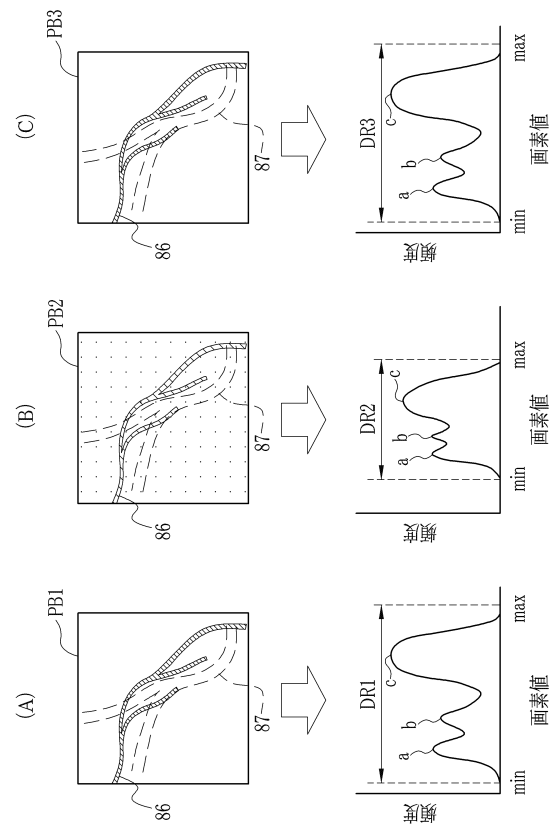
【図 16】



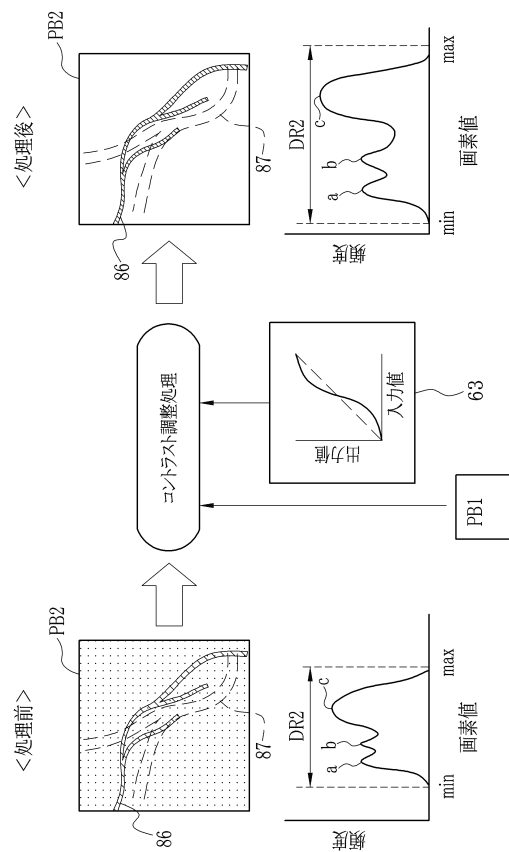
【図 17】



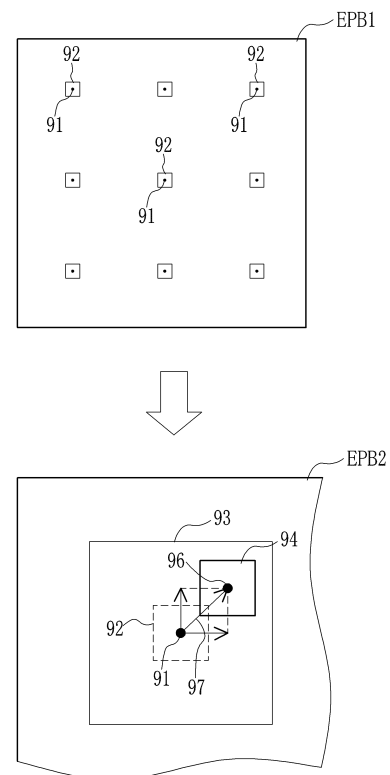
【図 18】



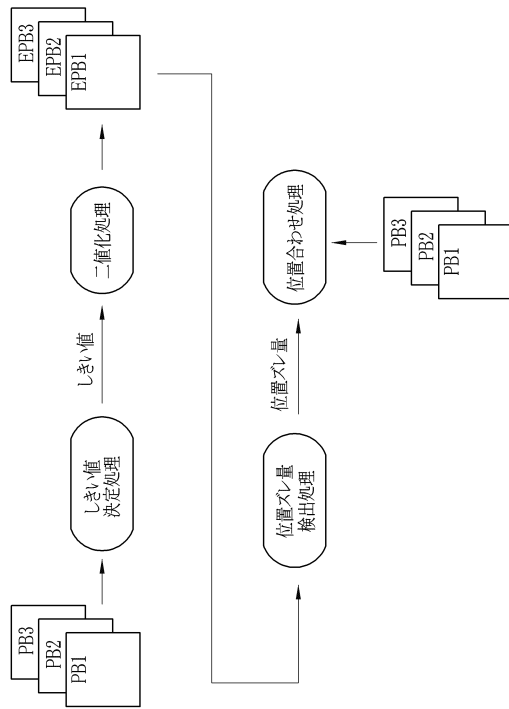
【図 19】



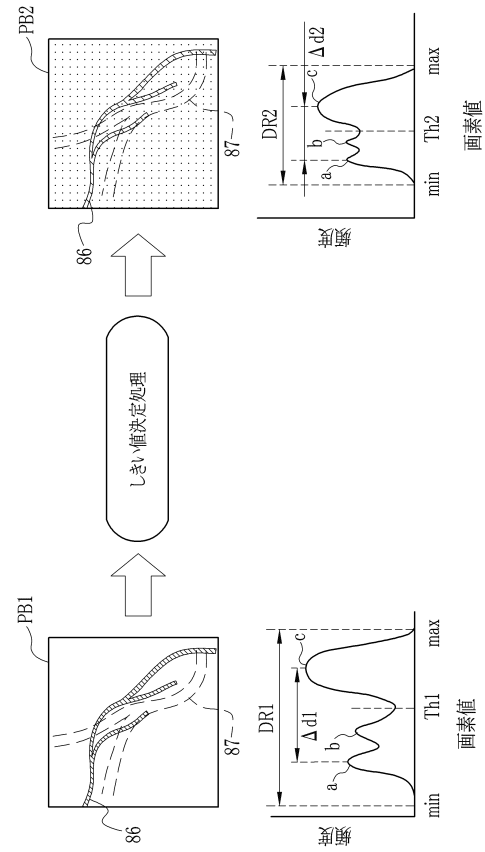
【図 20】



【図 2 1】



【図 2 2】



フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 1 9 4 1 5 1 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 3 4 8 4 4 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 8 5 3 4 4 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 2 2 0 7 9 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	电子内窥镜系统，图像处理设备和操作图像处理设备的方法		
公开(公告)号	JP5753105B2	公开(公告)日	2015-07-22
申请号	JP2012005850	申请日	2012-01-16
[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	山口博司 齋藤孝明 飯田孝之		
发明人	山口 博司 齋藤 孝明 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/27		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01N21/27.Z A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE11 2G059/EE13 2G059/FF01 2G059/FF04 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/HH02 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK04 2G059/MM10 2G059/MM14 2G059/MM20 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW10		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013144039A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：当从多个光谱图像计算氧饱和度时，通过简单的配置精确地对准不同成像定时的多个光谱图像。解决方案：从不同成像定时的成像信号获取多个光谱图像PB1，PB2和PB3。由于血液血红蛋白的光吸收特性和活组织的散射特性具有波长依赖性，因此在每个光谱图像PB1，PB2和PB3之间产生对比度的差异，并且与光谱图像相比，光谱图像PB2的对比度低。PB1。作为对准的预处理，执行匹配光谱图像PB2的对比度与光谱图像PB1的对比度调整。

(21) 出願番号	特願2012-5850 (P2012-5850)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成24年1月16日 (2012.1.16)		
(65) 公開番号	特開2013-144039 (P2013-144039A)	(74) 代理人	100075281 東京都区西麻布2丁目26番30号 弁理士 小林 和憲
(43) 公開日	平成25年7月25日 (2013.7.25)	(72) 発明者	山口 博司 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内
審査請求日	平成26年6月2日 (2014.6.2)	(72) 発明者	齋藤 孝明 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	飯田 孝之 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内