

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/175178

発行日 平成29年5月18日 (2017. 5. 18)

(43) 国際公開日 平成28年11月3日 (2016. 11. 3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 5	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

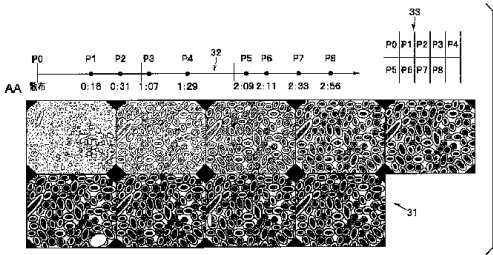
出願番号	特願2016-555390 (P2016-555390)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/062931		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年4月25日 (2016. 4. 25)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地
(11) 特許番号	特許第6058241号 (P6058241)	(74) 代理人	100076233
(45) 特許公報発行日	平成29年1月11日 (2017. 1. 11)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2015-90619 (P2015-90619)	(74) 代理人	100101661
(32) 優先日	平成27年4月27日 (2015. 4. 27)		弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	山田 哲寛
			東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	山梨 桃子
			東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ
			ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像解析装置、画像解析システム、画像解析装置の作動方法

(57) 【要約】

画像入力部 (1 1) と、画像入力部 (1 1) から入力された第 1 の画像と第 1 の画像よりも後で取得された第 2 の画像とに対して解析対象領域を定める領域抽出部 (1 2) と、第 2 の画像における解析対象領域のうち、第 1 の画像における解析対象領域に対する明るさが低下した部分の明るさの低下の度合いを算出する画像解析部 (1 4) と、を含む画像解析装置。



AA Dispersion

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

経時的に取得された被検体の画像が入力される画像入力部と、

前記画像入力部から入力された、第 1 のタイミングで取得された第 1 の画像と、前記第 1 のタイミングより後の第 2 のタイミングで取得された第 2 の画像とに対して、解析対象領域を定める領域抽出部と、

前記第 2 の画像における前記解析対象領域のうち、前記第 1 の画像における前記解析対象領域に対する明るさが低下した部分の明るさの低下の度合いを算出する画像解析部と、を含む画像解析装置。

【請求項 2】

10

前記第 1 のタイミングは前記被検体に負荷を与える前のタイミングであり、前記第 2 のタイミングは、前記第 1 のタイミングより後でかつ前記被検体に負荷を与えた後のタイミングであることを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

【請求項 3】

前記領域抽出部は、前記第 1 の画像と、前記第 2 の画像とに対して、それぞれ複数の部分を前記解析対象領域として定めることを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

【請求項 4】

前記領域抽出部は、前記画像の内の、環状の周辺部と該周辺部に囲まれ該周辺部と色が異なる中心部とをもつ部分を抽出して、抽出した前記部分それぞれの前記中心部を前記解析対象領域として定めることを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

20

【請求項 5】

前記領域抽出部は、明るさが中央値に近い所定数の前記部分を前記解析対象領域として定めることを特徴とする請求項 3 に記載の画像解析装置。

【請求項 6】

前記領域抽出部は、明るさの成分値を抽出するのに適さない不適格部分を除外して前記解析対象領域を定めることを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

【請求項 7】

定められた前記解析対象領域の色成分値を抽出する色成分抽出部を有し、

前記画像解析部は、前記解析対象領域から抽出された前記色成分値の内の、前記第 1 の画像より前記第 2 の画像の方が明るさの低い前記色成分値のみに基づいて明るさの変化の度合いを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

30

【請求項 8】

前記領域抽出部は、前記画像入力部から入力される画像を取得する撮像装置の性能を示す画像において、所定の大きさの部分領域毎に算出した平均輝度が、色成分値を抽出するのに適した適正輝度範囲内にある適正輝度領域の中から、前記解析対象領域を定めることを特徴とする請求項 7 に記載の画像解析装置。

【請求項 9】

前記第 1 の画像の前記解析対象領域における R , G , B 成分の各平均値を $\langle R \rangle$, $\langle G \rangle$, $\langle B \rangle$ 、前記第 2 の画像の前記解析対象領域における R , G , B 成分の各平均値を $\langle R' \rangle$, $\langle G' \rangle$, $\langle B' \rangle$ 、 $\text{Min}(x, y)$ を x と y との内の大きくない方を得る関数とすると、前記画像解析部は、前記変化の度合いを、次の変化量

40

$$\begin{aligned} \text{変化量} = & | \text{Min}(\langle R' \rangle - \langle R \rangle, 0) \\ & + \text{Min}(\langle G' \rangle - \langle G \rangle, 0) \\ & + \text{Min}(\langle B' \rangle - \langle B \rangle, 0) | \end{aligned}$$

として算出することを特徴とする請求項 7 に記載の画像解析装置。

【請求項 10】

前記第 1 の画像の前記解析対象領域における R , G , B 成分の各平均値を $\langle R \rangle$, $\langle G \rangle$, $\langle B \rangle$ 、前記第 2 の画像の前記解析対象領域における R , G , B 成分の各平均値を $\langle R' \rangle$, $\langle G' \rangle$, $\langle B' \rangle$ 、 $\text{Min}(x, y)$ を x と y との内の大きくない方を得る関数、 α , β , γ (ここに、 $\alpha > 0$ 、 $\beta > 0$ 、 $\gamma > 0$) を重み係数とすると、前記画像解析

50

部は、前記変化の度合いを、次の変化量

$$\begin{aligned} \text{変化量} = & | \alpha \times \text{Min} (\langle R' \rangle - \langle R \rangle , 0) \\ & + \beta \times \text{Min} (\langle G' \rangle - \langle G \rangle , 0) \\ & + \gamma \times \text{Min} (\langle B' \rangle - \langle B \rangle , 0) | \end{aligned}$$

として算出することを特徴とする請求項 7 に記載の画像解析装置。

【請求項 1 1】

前記第 1 の画像の前記解析対象領域における R , G , B 成分の各平均値を $\langle R \rangle$, $\langle G \rangle$, $\langle B \rangle$ 、前記第 2 の画像の前記解析対象領域における R , G , B 成分の各平均値を $\langle R' \rangle$, $\langle G' \rangle$, $\langle B' \rangle$ 、 $\text{Min} (x , y)$ を x と y との内の大きくない方を得る関数、 α , β , γ (ここに、 $\alpha > 0$ 、 $\beta > 0$ 、 $\gamma > 0$) を重み係数とすると、前記画像解析部は、前記変化の度合いを、次の変化率

$$\begin{aligned} \text{変化率} = & | \alpha \times \text{Min} (\langle R' \rangle - \langle R \rangle , 0) \\ & + \beta \times \text{Min} (\langle G' \rangle - \langle G \rangle , 0) \\ & + \gamma \times \text{Min} (\langle B' \rangle - \langle B \rangle , 0) | \\ & / | \langle R \rangle + \langle G \rangle + \langle B \rangle | \end{aligned}$$

として算出することを特徴とする請求項 7 に記載の画像解析装置。

【請求項 1 2】

前記画像入力部に入力される前記画像は、前記被検体内に挿入される内視鏡によって撮像し取得された画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

【請求項 1 3】

前記解析対象領域は腸管の絨毛の画像部分に含まれており、

前記領域抽出部は、前記画像の内の、前記腸管の絨毛の表面に形成される粘膜上皮が環状の周辺部として表される画像部分と、前記粘膜上皮に囲まれる部位が前記粘膜上皮と色が異なる中心部として表される画像部分とをもつ注目部分を所定数抽出して、抽出した所定数の前記注目部分の前記中心部を前記解析対象領域として定めることを特徴とする請求項 1 2 に記載の画像解析装置。

【請求項 1 4】

被検体内に挿入され、前記被検体の画像を撮像して取得する内視鏡と、

請求項 1 に記載の画像解析装置と、

を備え、

前記画像入力部には、前記内視鏡によって取得された前記画像が入力されることを特徴とする画像解析システム。

【請求項 1 5】

画像入力部に、経時的に取得された被検体の画像が入力され、

領域抽出部が、前記画像入力部から入力された、第 1 のタイミングで取得された第 1 の画像と、前記第 1 のタイミングより後の第 2 のタイミングで取得された第 2 の画像とに対して、解析対象領域を定め、

画像解析部が、前記第 2 の画像における前記解析対象領域のうち、前記第 1 の画像における前記解析対象領域に対する明るさが低下した部分の明るさの低下の度合いを算出することを特徴とする画像解析装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、経時的に取得された被検体の画像から被検体の変化を解析する画像解析装置、画像解析システム、画像解析装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

経時的に取得された被検体の画像から被検体の変化を解析する技術は、従来より種々のものが提案されている。

【0003】

10

20

30

40

50

例えば、日本国特開 2 0 1 0 - 5 0 5 6 号公報には、撮像素子により被観察体の通常像を撮像し、撮像素子から出力された画像信号に分光画像処理を施して所定波長の分光推定画像信号を生成する画像取得装置において、撮像素子から出力された画像信号に基づいて、分光画像生成部において被観察体に投与される薬剤に関する特定波長の分光推定画像信号を輝度情報取得用分光推定画像信号として生成し、輝度情報取得部において所定の時間間隔を空けて生成された輝度情報取得用分光推定画像信号の輝度情報をそれぞれ取得し、その輝度情報の変化率を取得し、表示装置においてその輝度情報の変化率に基づいて画像を表示する技術が記載されている。

【 0 0 0 4 】

また、日本国特表 2 0 0 7 - 5 0 2 1 8 5 号公報には、歯の組織のデジタル画像を撮像し、デジタル画像内の複数の画素のそれぞれについて、画素の色の第 1 の成分値および画素の色の第 2 の成分値を決定し、第 1 の成分値および第 2 の成分値に基づき画素の第 1 の関数値（例えば、 R / G ）を計算する画像解析方法が記載されている。

10

【 0 0 0 5 】

ところで、例えば腸管等の生体組織に負荷を与える前後で血流量が増加する場合における画像の明るさ変化を解析するとき、画像は明るい状態から暗い状態に変化することが知られている。

【 0 0 0 6 】

ただし、画像中の解析対象領域内には、解析を行う血管だけではなくその他の組織も含まれる。血流量の増加により暗くなる方向に変化するのは主に血管の部分であり、血管が含まれない部分は明るくなる方向にも変動し得る。

20

【 0 0 0 7 】

画像が明るくなる方向の変動は、上述のような解析に際してはノイズとなるため、解析の精度を高めるには、このようなノイズを排除した解析をできるようにする必要がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、生体組織等の被検体の明るさが変化する状態を精度良く解析できる画像解析装置、画像解析システム、画像解析装置の作動方法を提供することを目的としている。

30

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明のある態様による画像解析装置は、経時的に取得された被検体の画像が入力される画像入力部と、前記画像入力部から入力された、第 1 のタイミングで取得された第 1 の画像と、前記第 1 のタイミングより後の第 2 のタイミングで取得された第 2 の画像とに対して、解析対象領域を定める領域抽出部と、前記第 2 の画像における前記解析対象領域のうち、前記第 1 の画像における前記解析対象領域に対する明るさが低下した部分の明るさの低下の度合いを算出する画像解析部と、を含む。

【 0 0 1 0 】

本発明のある態様による画像解析システムは、被検体内に挿入され、前記被検体の画像を撮像して取得する内視鏡と、前記画像解析装置と、を備え、前記画像入力部には、前記内視鏡によって取得された前記画像が入力される。

40

【 0 0 1 1 】

本発明のある態様による画像解析装置の作動方法は、画像入力部に、経時的に取得された被検体の画像が入力され、領域抽出部が、前記画像入力部から入力された、第 1 のタイミングで取得された第 1 の画像と、前記第 1 のタイミングより後の第 2 のタイミングで取得された第 2 の画像とに対して、解析対象領域を定め、画像解析部が、前記第 2 の画像における前記解析対象領域のうち、前記第 1 の画像における前記解析対象領域に対する明るさが低下した部分の明るさの低下の度合いを算出する方法である。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明の実施形態 1 における画像解析システムの構成を示すブロック図。

【図 2】上記実施形態 1 の画像解析システムを用いた処理を示すフローチャート。

【図 3】上記実施形態 1 の画像解析装置による画像解析処理を示すフローチャート。

【図 4】上記実施形態 1 において、時系列順にソートした被検体の画像の表示例を示す図

。

【図 5】上記実施形態 1 において、被検体の画像の明るさ分布を示す図および注目要素の 1 つを拡大して示す図。

【図 6】上記実施形態 1 において、被検体の画像に設定された解析対象領域の例を示す図

。

10

【図 7】上記実施形態 1 において、内視鏡の明るさのシミュレーション結果の一例を示す図。

【図 8】上記実施形態 1 において、内視鏡の明るさのシミュレーション結果から求められた、色成分値を抽出するのに適した領域の一例を示す図。

【図 9】上記実施形態 1 において、時系列順にソートした被検体の画像と共に画像の変化量を表示する例を示す図。

【図 10】本発明の実施形態 2 において、色成分によって信号値が異なると、変化割合が同じであっても変化量が異なることを説明するための線図。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

20

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 4 】

[実施形態 1]

図 1 から図 9 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は画像解析システムの構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 5 】

画像解析システムは、内視鏡 20 と、画像解析装置 10 と、を備えている。

【 0 0 1 6 】

内視鏡 20 は、被検体内に挿入され、被検体の画像を撮像して取得するものであり、本実施形態においては、例えば、狭帯域光観察 (N B I : Narrow Band Imaging) が可能となっている。ここに、ノイズ成分を少なくして N B I 拡大観察を行うために、内視鏡 20 の先端には、例えば先端フードや先端アタッチメントが装着される。そして、本実施形態においては、被検体に負荷を与えて負荷の前後における被検体の変化を観察するために、内視鏡 20 により、被検体の画像が経時的に取得される。また、被検体に負荷を与える前後における被検体の変化をより正確に捉えるためには、内視鏡 20 の明るさの設定が同じ状態であることが望ましい。そこで、被検体に負荷を与える前後で光源の調光は行わず、光源からの出射光量を一定にして被検体の画像を取得するとよい。

30

【 0 0 1 7 】

画像解析装置 10 は、画像入力部 11 と、領域抽出部 12 と、色成分抽出部 13 と、画像解析部 14 と、を含んでいる。

40

【 0 0 1 8 】

画像入力部 11 は、内視鏡 20 によって経時的に取得された被検体の画像が入力される。

【 0 0 1 9 】

領域抽出部 12 は、画像入力部 11 から入力された、第 1 のタイミングで取得された第 1 の画像と、第 1 のタイミングより後の第 2 のタイミングで取得された第 2 の画像とに対して、1 つまたは複数である所定数の部分である要素 (本実施形態における要素は、後述するように、例えば腸管の絨毛の画像部分の中心部) を解析対象領域として定める。従って、解析対象領域は、1 つまたは所定数の要素を含んだ 1 つの領域として定められる。

【 0 0 2 0 】

50

色成分抽出部 13 は、定められた解析対象領域を構成する要素それぞれの色成分値を抽出する。

【0021】

画像解析部 14 は、解析対象領域から抽出された色成分値の内の、第 1 の画像より第 2 の画像の方が低い色成分値のみに基づいて変化の度合いを算出する。

【0022】

次に、図 2 は画像解析システムを用いた処理を示すフローチャートである。

【0023】

例えば腸管（さらに例えば、小腸）の絨毛などの正常な生体組織である被検体に負荷を与えると、血流量が増加し、結果としてこの生体組織を捉えた画像の明るさは暗く変化することが知られている。この特性を利用して、生体組織に刺激を与える前後の画像の明るさ変化を解析することにより、生体組織が正常であるか、異常（病変）であるかを鑑別する（ただし、被検体はこれに限定されるものではなく、他の幾つかの例としては、舌部、食道、胃粘膜、大腸等が挙げられる）。

【0024】

この処理を開始すると、被検体へ負荷を与える前の画像（負荷前画像、第 1 の画像）を、第 1 のタイミングで、内視鏡 20 により撮像して取得する（ステップ S1）。

【0025】

また、内視鏡 20 により被検体の画像を取得すると同時に、画像取得時の出射光量の情報を例えば画像解析装置 10、あるいは内視鏡 20 に記録してもよい。

【0026】

その後、被検体へ負荷を付与する（ステップ S2）。ここでは、例えば、負荷として、ブドウ糖を散布するものとする（ただし、これに限定されるものではなく、静脈注射を行ってもよいし、その他の負荷を与えても構わない）。ブドウ糖を散布すると毛細血管を流れる血液量が増加して、血液中のヘモグロビンによって光がより多く吸収される。従って、絨毛内において毛細血管が集まっている部分が暗く観察されることになる。

【0027】

続いて、上述した第 1 のタイミングより後の第 2 のタイミングで、負荷を付与した後の画像（負荷後画像、第 2 の画像）を内視鏡 20 により撮像して取得する（ステップ S3）。被検体へ負荷を付与した後の画像を内視鏡 20 により取得する際に、ステップ S1 で出射光量の情報を記録した場合は、出射光量の情報を参照して、ステップ S1 と同じ条件で画像を取得する。なお、ステップ S1 で記録した出射光量の情報を後に消去する機能を有していてもよく、出射光量の情報の取得、出射光量の情報を用いた画像の取得、および出射光量の情報の消去は、例えば内視鏡 20 の操作部、この画像解析システムを制御するための制御パネルに設けたスイッチ、または内視鏡 20 を操作するためのフットスイッチ等の操作により実現するようにしてもよい。

【0028】

そして、さらに次の画像を取得するか否かを判定し（ステップ S4）、取得すると判定した場合には、ステップ S3 へ戻って次の負荷後画像を取得する。

【0029】

また、ステップ S4 において、画像の取得が終了したと判定された場合には、画像解析装置 10 による画像解析を行い（ステップ S5）、画像解析が完了したら、この処理を終了する。

【0030】

図 3 は、画像解析装置 10 による画像解析処理を示すフローチャートである。

【0031】

この処理を開始すると、画像入力部 11 が、内視鏡 20 から経時的に取得された被検体の画像を入力して、時系列順にソートする（ステップ S10）。

【0032】

図 4 は、時系列順にソートした被検体の画像の表示例を示す図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

この図 4 に示す表示例においては、モニタ等の表示装置に、画像配列表示 3 1 と、画像取得時間表示 3 2 と、画像配列順序表示 3 3 と、が行われている。

【 0 0 3 4 】

まず、画像配列表示 3 1 は、取得された被検体の画像 P 0 ~ P 8 が、取得された時間の順序に配列して表示されている。

【 0 0 3 5 】

また、画像取得時間表示 3 2 は、画像 P 1 ~ P 8 が、負荷の付与（ブドウ糖の散布）後のどの時間時点で取得されたかを、例えば、時間軸に沿って取得時間と共に配置して示している。なお、画像 P 0 はブドウ糖散布前（例えば、ブドウ糖を散布する直前）に取得された画像であるが、この図 4 に示す例では、便宜上、ブドウ糖散布の位置に表示している（ただし、時間軸をブドウ糖散布よりも前の時点まで延ばして、画像 P 0 の取得時点を正確に示すようにしても勿論構わない）。

【 0 0 3 6 】

さらに、画像配列順序表示 3 3 は、画像配列表示 3 1 に表示されている各画像が、画像取得時間表示 3 2 に表示されている画像 P 0 ~ P 8 の内の、どの時点で取得された画像であるかを対応付けて表示している。

【 0 0 3 7 】

次に、画像解析装置 1 0 は、後でステップ S 1 2 ~ S 1 9 を参照して説明する処理を未だ行っていない画像が存在するか否かを判定する（ステップ S 1 1 ）。

【 0 0 3 8 】

ここで未処理の画像が存在すると判定された場合には、領域抽出部 1 2 が、画像入力部 1 1 から処理対象となる画像データを入力する（ステップ S 1 2 ）。

【 0 0 3 9 】

そして、明るさの成分値（例えば色成分値）を抽出するのに適さないハレーション等の不適格要素（不適格部分）の領域（不適格領域）I R（図 5、図 6 等参照）を処理対象から除外する（ステップ S 1 3 ）。ここに、不適格領域 I R の例としては、ハレーションが生じている領域以外にも、例えば気泡が生じている領域、ピントがぼけている領域、などが挙げられる。

【 0 0 4 0 】

さらに、画像中における、所定の大きさの部分領域毎に算出した平均輝度が、所定値以上の領域を適正輝度領域として選択する（ステップ S 1 4 ）。例えば、図 5（あるいは図 6）に示すような画像 P i（ここに i は、図 4 に示す例においては、0 ~ 8 の何れか（つまり、P i は P 0 ~ P 8 の何れか））においては、右上半分の領域の平均輝度が所定値よりも低い。ここに、図 5 は被検体の画像の明るさ分布を示す図および注目要素（注目部分）の 1 つを拡大して示す図である。

【 0 0 4 1 】

なお、上述では、画像入力部 1 1 から入力される画像を取得する撮像装置の性能を示す画像として、内視鏡 2 0 等で取得した被検体の画像を用いて解析対象領域を定めたが、この方法に限定されるものではなく、撮像装置の性能を示すその他の画像（例えば、試験用プレートやホワイトバランスキャップ等の色が一樣でフラットな対象物を撮影した画像、あるいは内視鏡 2 0 の設計値から求められる明るさのシミュレーション結果 S I（図 7 参照）などの、性能を示す指標となる画像）に基づき、所定の大きさの部分領域毎に算出した平均輝度から色成分値を抽出するのに適した領域 A R（図 8 参照）を解析対象領域に設定する方法を採用してもよい。さらに、上記色成分値を抽出するのに適した領域 A Rの中から、所定の大きさの部分領域毎に算出した平均輝度に基づいて、解析対象領域を定める方法を採用しても構わない。ここに、図 7 は内視鏡 2 0 の明るさのシミュレーション結果 S I の一例を示す図、図 8 は内視鏡 2 0 の明るさのシミュレーション結果 S I から求められた色成分値を抽出するのに適した領域 A R の一例を示す図である。

【 0 0 4 2 】

図 5、図 6 に示す例の説明に戻って、領域抽出部 12 は、平均輝度が所定値以上となる、画像 P i の左下半分の領域を適正輝度領域として選択する。このような選択を行うことにより、色成分値を抽出するのに適している明るい領域を選択し、色成分値を抽出するのに適していない暗い領域を除外している。

【 0 0 4 3 】

なお、ここでは、色成分値を抽出するのに適した適正輝度範囲を、平均輝度が所定値以上の範囲としたが、平均輝度が飽和画素値に近いような明るすぎる領域も除外するようにしても構わない。この場合には、色成分値を抽出するのに適した適正輝度範囲を、平均輝度が、所定の下限閾値以上で、かつ所定の上限閾値以下の範囲とすればよい。

【 0 0 4 4 】

画像上の輝度の階調を例えば 0 ~ 255 の 256 段階とすると、内視鏡画像の枠部分に該当する例えば 10 を下限閾値、ハレーションに該当する例えば 230 を上限閾値として適正輝度範囲を設定することで、解析対象物のみの色成分を抽出することができ、解析精度が向上すると考えられる。

【 0 0 4 5 】

続いて、選択した領域において、複数の注目要素（注目部分）（本実施形態においては、腸管の絨毛の画像部分）OBJ の中心部 OBJ c（この中心部 OBJ c も要素である）を選択する（ステップ S 15）。

【 0 0 4 6 】

まず、注目要素 OBJ である腸管の絨毛の画像部分は、画像を見たユーザが手動で複数選択してもよいし、あるいは画像解析等を行って自動処理により複数の注目要素 OBJ を抽出し選択するようにしても構わない。ここに、注目要素 OBJ である腸管の絨毛の画像部分は、環状（円環状に限らず、任意の形の閉曲線状を取り得る）の周辺部 OBJ p と、この周辺部 OBJ p に囲まれ周辺部 OBJ p と色が異なる中心部 OBJ c とをもつ要素である。周辺部 OBJ p は、腸管の絨毛の表面に形成される粘膜上皮が環状の周辺部として表される画像部分である。また、中心部 OBJ c は、粘膜上皮に囲まれる部位が粘膜上皮と色が異なる中心部として表される画像部分である。

【 0 0 4 7 】

そこで、複数の注目要素 OBJ が選択されたら、選択された注目要素 OBJ における中心部 OBJ c を、色の違いに基づき、それぞれさらに選択する（この選択も、手動と自動との何れによっても行うことが可能である）。

【 0 0 4 8 】

さらに、選択した複数の中心部 OBJ c の中から、明るさが中央値に近い所定数（図 6 に示す例では 5 つ）の中心部 OBJ c をさらに選択して、選択した所定数の中心部 OBJ c を解析対象領域 OR に設定する（ステップ S 16）。ここに、図 6 は被検体の画像 P i に設定された解析対象領域 OR の例を示す図である。

【 0 0 4 9 】

ここで、中央値に近い明るさの中心部 OBJ c を選択したのは、サンプルとして最も適切な明るさのものを解析対象とするためである。なお、明るさとしては、複数の色成分に基づいて例えば後述する数式 4 に示すような演算を行うことにより得られる輝度値を用いてもよいし、あるいは、複数の色成分を単純加算した値を明るさの指標として代用するようにしてもよいし、その他の方法により複数の色成分に基づき明るさを取得しても構わない。こうして、ここで設定された図 6 に示す解析対象領域 OR は、例えば 5 つの腸管の絨毛の画像部分の中心部 OBJ c により構成されている。

【 0 0 5 0 】

次に、色成分抽出部 13 が、解析対象領域 OR を構成する各画素の色成分値、例えば、R 成分値、G 成分値、および B 成分値を抽出し（ステップ S 17）、さらに、解析対象領域 OR における R 成分値の平均値 $\langle R \rangle$ 、G 成分値の平均値 $\langle G \rangle$ 、および B 成分値の平均値 $\langle B \rangle$ を算出する（ステップ S 18）。

【 0 0 5 1 】

10

20

30

40

50

そして、画像解析部 14 が、負荷前画像に対する負荷後画像の変化の度合いとして、色成分平均値の低下変化量を算出する（ステップ S 19）。

【0052】

具体的に、負荷前画像における解析対象領域 OR の R（赤）、G（緑）、B（青）各成分値の平均値を $\langle R \rangle$ 、 $\langle G \rangle$ 、 $\langle B \rangle$ とし、負荷後画像における解析対象領域 OR の R、G、B 各成分値の平均値を $\langle R' \rangle$ 、 $\langle G' \rangle$ 、 $\langle B' \rangle$ とする。さらに、 x と y との内の、大きくない方（ $x \neq y$ のときには、小さい方）を出力する関数を、 $\text{Min}(x, y)$ とする。

【0053】

このとき、画像解析部 14 は、例えば次の数式 1 に示すような絶対値化された変化量を算出する（ただし、絶対値化は必須でないために、絶対値化しなくても構わない）。

【0054】

[数 1]

$$\begin{aligned} \text{変化量} = & | \text{Min}(\langle R' \rangle - \langle R \rangle, 0) \\ & + \text{Min}(\langle G' \rangle - \langle G \rangle, 0) \\ & + \text{Min}(\langle B' \rangle - \langle B \rangle, 0) | \end{aligned}$$

従って、RGB の任意の色成分について、負荷後画像の平均値から負荷前画像の平均値を減算した結果が負であるときには変化量に寄与するが、減算結果が正であるときには変化量に寄与しない（関数 Min から 0 が出力されるため）。このような演算を行うことにより、色成分平均値の低下変化量が算出される。

【0055】

こうして算出された変化量は、例えば図 9 に示すように、画像と共に表示される。図 9 は、時系列順にソートした被検体の画像と共に画像の変化量を表示する例を示す図である。

【0056】

この図 9 に示す表示例においては、画像配列表示 31 と共に、変化量表示 35 が行われている。変化量表示 35 は、負荷前画像に対する負荷後画像の変化量がどのように推移しているかを示すグラフとなっており、縦軸に変化量、横軸にブドウ糖散布後の経過時間が示されている。

【0057】

このステップ S 19 を行ったら、上述したステップ S 11 に戻る。こうして、ステップ S 11 において全ての画像の処理を行ったと判定された場合には、この処理から図示しないメイン処理にリターンする。

【0058】

解析対象領域内には血管だけではなくその他の組織も含まれる。血液量の増加により暗くなる方向に変化するのは血管の部分である。そのため、上述のような解析を行うとき、血管が含まれない部分は明るくなる方向にも変動し得る。

【0059】

画像が明るくなる方向の変動は、上述のような解析に際してはノイズとなるため、解析の精度を高めるには、このようなノイズを排除した解析ができるようにする必要があった。

【0060】

このような実施形態 1 によれば、第 2 の画像における解析対象領域のうち、第 1 の画像における解析対象領域に対する明るさが低下した部分の明るさの低下の度合いを算出する（例えば、解析対象領域から抽出された色成分値の内の、第 1 の画像より第 2 の画像の方が低い色成分値のみに基づいて変化の度合いを算出する）ようにしたために、生体組織等の被検体の画像の明るさが明るい方から暗い方へ変化する場合の画像解析結果として、精度の良い結果を得ることができる。

【0061】

そして、環状の周辺部と周辺部に囲まれ周辺部と色が異なる中心部とをもつ要素（部分

10

20

30

40

50

）を所定数抽出して、抽出した所定数の要素（部分）それぞれの中心部を解析対象領域として定めるようにしたために、例えば腸管の絨毛の画像部分を解析の対象とすることができる。

【 0 0 6 2 】

また、解析対象領域を定める際に、明るさの成分値（例えば色成分値）を抽出するのに適さない不適格要素（不適格部分）を除外するようにしたために、不適格要素（不適格部分）に左右されることのない、より正確な画像解析結果を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

さらに、平均輝度が色成分値を抽出するのに適した適正輝度範囲内にある適正輝度領域の中から、解析対象領域を定めるようにしたために、被検体に変化が生じたとしてもその変化量が適切に画素値に反映されとは限らない明るすぎる領域や暗すぎる領域が、解析対象領域となるのを防ぐことができる。

10

【 0 0 6 4 】

加えて、明るさが中央値に近い所定数の要素（部分）を解析対象領域として定めるようにしたために、変化量をより適切に捉えることができる。

【 0 0 6 5 】

そして、数式 1 に示したように変化量を算出しているために、加減算や比較、絶対値といった簡単な演算処理を行えばよく、処理の高速化を図ることが可能となる。

【 0 0 6 6 】

また、内視鏡 2 0 によって取得された被検体の画像に対して、上述した効果を奏することができる。

20

【 0 0 6 7 】

さらに、例えば腸管の絨毛に対して、適切な画像解析を行うことができる。

【 0 0 6 8 】

なお、選択した領域において解析対象領域として定めるのは、複数の注目要素（注目部分）に限るものではなく、輝度を検出するのに適さないもの以外であれば 1 つの注目要素（注目部分）であっても構わない。

【 0 0 6 9 】

[実施形態 2]

図 1 0 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、色成分によって信号値が異なると、変化割合が同じであっても変化量が異なることを説明するための線図である。

30

【 0 0 7 0 】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 7 1 】

上述した実施形態 1 においては、数式 1 に示したように、算出する変化量に対して、負荷前画像よりも負荷後画像の方が平均値が減少した色成分が、減少した分だけ寄与していた。

【 0 0 7 2 】

しかし、このような処理を行うと、次のようなことが生じる。

40

【 0 0 7 3 】

例えば、図 1 0 に示すように、負荷前画像における R 成分平均値が 1 0 0、G 成分平均値が 1 0 であったものとする。そして、負荷後画像は、負荷前画像に対して信号値が半分

に減少したものとする。

【 0 0 7 4 】

この場合には、R 成分平均値および G 成分平均値の変化割合は何れも 5 0 % で等しいにも関わらず、数式 1 に示す変化量に寄与するのは、R 成分平均値が値 5 0 であるのに対して、G 成分平均値は値 5 となる。

【 0 0 7 5 】

このような、色成分平均値の大きさに応じて変化量への寄与分が相違するのを、コント

50

ルールすることができるようにするのが本実施形態である。

【0076】

すなわち、本実施形態においては、色成分毎の重み係数 α , β , γ (ここに、 $\alpha > 0$ 、 $\beta > 0$ 、 $\gamma > 0$) を用いて、次の数式 2 に示すように変化量を算出するようになっている。

【0077】

[数 2]

$$\begin{aligned} \text{変化量} = & | \alpha \times \text{Min} (\langle R' \rangle - \langle R \rangle , 0) \\ & + \beta \times \text{Min} (\langle G' \rangle - \langle G \rangle , 0) \\ & + \gamma \times \text{Min} (\langle B' \rangle - \langle B \rangle , 0) | \end{aligned}$$

10

そして、この数式 2 における重み係数 α , β , γ を調整することにより、各色成分平均値が変化量に対してどれだけ寄与するかを制御することができるようになっている。

【0078】

なお、この数式 2 において、 $\alpha = \beta = \gamma = 1$ とおけば、上述した実施形態 1 と同様の变化量を得ることができる。

【0079】

このような実施形態 2 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、変化量を数式 2 に基づいて算出するようにしたために、変化量を算出の際の、各色成分平均値の変化量への寄与分を所望に制御することが可能となる。

【0080】

20

従って、例えば、 R , G , B 各成分の内の特定の色成分に着目して変化量を算出することも可能となる。また、被検体の色相、例えば、被検体が赤色成分の多い被検体である、等を考慮した変化量の算出も可能となる。

【0081】

[実施形態 3]

次に、本発明の実施形態 3 を説明する。

【0082】

この実施形態 3 において、上述の実施形態 1 , 2 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【0083】

30

上述した実施形態 1 , 2 では変化量を算出した。ただし、この場合には、次に説明するように、算出した変化量同士を比較することが難しい場合がある。

【0084】

まず、経時的に取得した一連の画像群 (負荷前画像および負荷後画像) における各画像の撮像条件 (露光時間や絞り値、被検体の照度など) が等しい場合には、画像群内における変化量の比較、例えば、負荷前の画像 P_0 に対する負荷後の画像 P_1 の第 1 の変化量と、負荷前の画像 P_0 に対する負荷後の画像 P_2 の第 2 の変化量と、を比較することが可能である。

【0085】

40

しかし、異なる撮像条件で撮像された複数の画像群同士の場合には、一般に画像の明るさが異なるために、変化量同士をそのまま比較できないことがある。例えば、ある被検体に対して取得した画像群と、他の被検体に対して取得した画像群と、における変化量を比較しようとしても、一方の画像群の明るさが他方の画像群の明るさの 2 倍であれば、仮に病理学的な変化量が同一であっても、算出された変化量は一方が他方の 2 倍となってしまう。

【0086】

そこで、本実施形態は、こうした場合における比較が可能となるように、変化量に代えて変化率を算出するようにしたものである。

【0087】

すなわち、本実施形態においては、変化量を、負荷前画像の各色成分平均値の加算値の

50

絶対値で割って、次の数式 3 に示すように変化率を算出するようになっている。

【 0 0 8 8 】

[数 3]

$$\begin{aligned} \text{変化率} = & | \alpha \times \text{Min} (< R' > - < R > , 0) \\ & + \beta \times \text{Min} (< G' > - < G > , 0) \\ & + \gamma \times \text{Min} (< B' > - < B > , 0) | \\ & / | < R > + < G > + < B > | \end{aligned}$$

なお、この数式 3 は、重み係数 α , β , γ を用いた上述した実施形態 2 の変化量に対応する変化率であるが、 $\alpha = \beta = \gamma = 1$ とおけば、上述した実施形態 1 の変化量に対応する変化率を得ることができる。

10

【 0 0 8 9 】

また、ここでは、変化量を各色成分平均値の加算値の絶対値 $| < R > + < G > + < B > |$ で割って変化率を算出しているが、各色成分平均値 $< R >$, $< G >$, $< B >$ から負荷前画像の輝度平均値 $< Y >$ を例えば次の数式 4 に示すように算出して、

[数 4]

$$< Y > = 0.299 \times < R > + 0.587 \times < G > + 0.114 \times < B >$$

数式 2 に示した変化量を、数式 4 で算出した輝度平均値の絶対値 $| < Y > |$ で割って、変化率を算出するようにしても構わない。なお、ここでは一般的な輝度算出用の係数 (0.299 , 0.587 , 0.114) を用いたが、R , G , B の各色成分の内の、着目したい色の要素がより適切に強調して表されるようにしたい場合は、R , G , B の各色成分に

20

【 0 0 9 0 】

さらに、内視鏡 20 の光源からの出射光量の違いにより生じる画像への影響を軽減することができるように、光源からの出射光量を、例えば光源の絞りの開度から抽出して、その値を α , β , γ の各係数値として設定してもよい。

【 0 0 9 1 】

このような実施形態 3 によれば、上述した実施形態 1 , 2 とほぼ同様の効果を奏するとともに、変化量に代えて変化率を算出するようにしたために、明るさが異なる画像群から算出された変化率同士を比較することが可能となる。

【 0 0 9 2 】

なお、上述した各部は、回路として構成されていてもよい。そして、任意の回路は、同一の機能を果たすことができれば、単一の回路として実装されていてもよいし、複数の回路を組み合わせたものとして実装されていても構わない。さらに、任意の回路は、目的とする機能を果たすための専用回路として構成されるに限るものではなく、汎用回路に処理プログラムを実行させることで目的とする機能を果たす構成であっても構わない。

30

【 0 0 9 3 】

また、上述では主として画像解析装置 (または画像解析システム、以下同様) について説明したが、画像解析装置を上述したように作動させる作動方法であってもよいし、コンピュータに画像解析装置と同様の処理を行わせるための処理プログラム、該処理プログラムを記録するコンピュータにより読み取り可能な一時的でない記録媒体、等であっても構

40

【 0 0 9 4 】

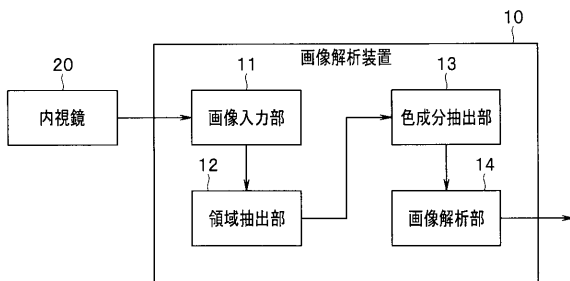
さらに、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明の態様を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【 0 0 9 5 】

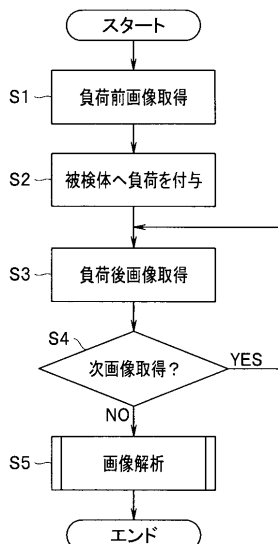
50

本出願は、2015年4月27日に日本国に出願された特願2015-090619号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

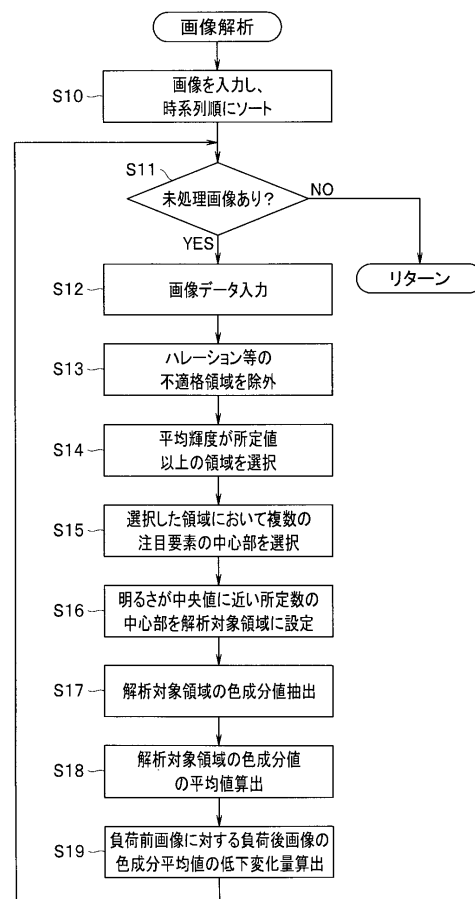
【図1】



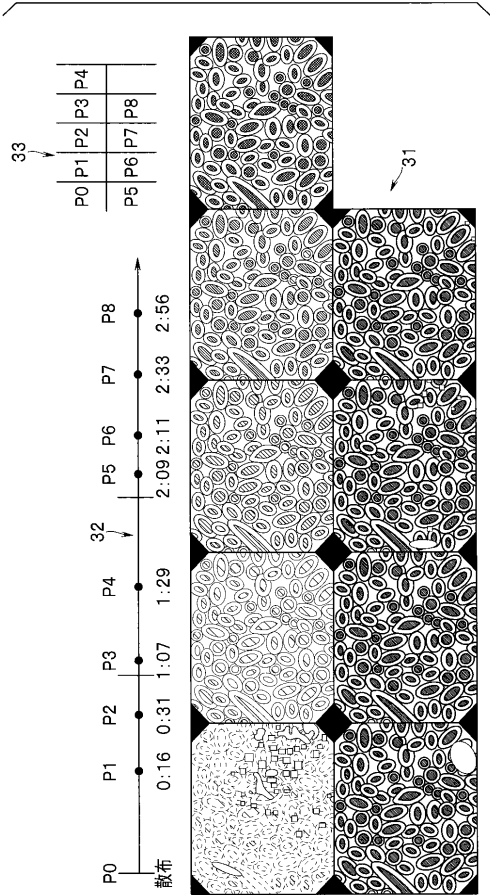
【図2】



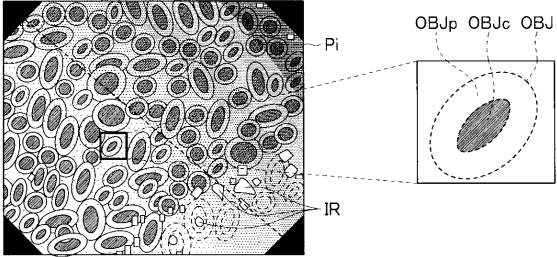
【図3】



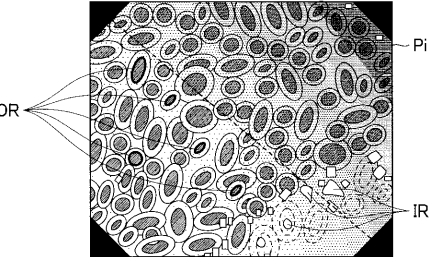
【 図 4 】



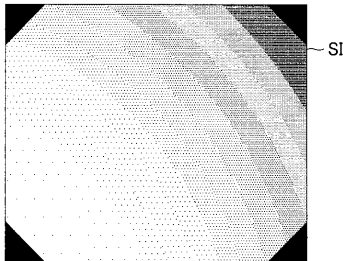
【 図 5 】



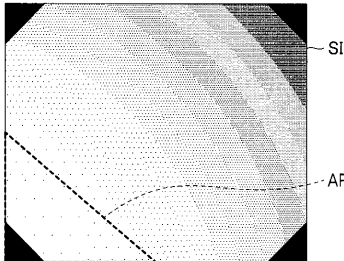
【 図 6 】



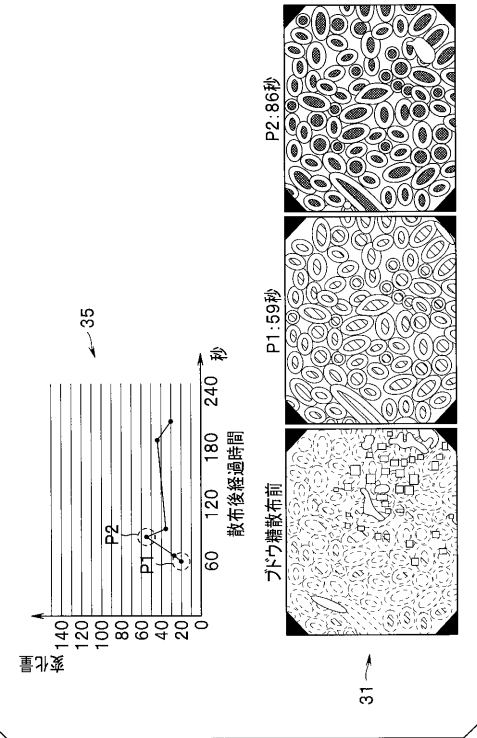
【 図 7 】



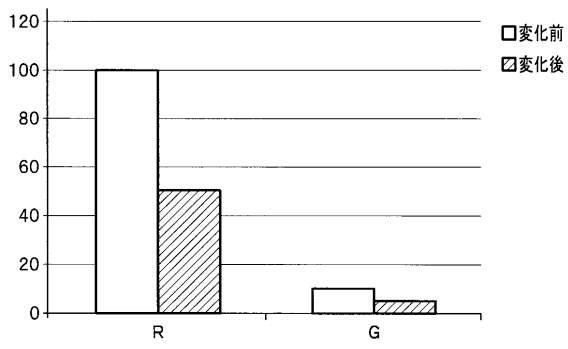
【 図 8 】



【 図 9 】



【図 10】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/062931									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T7/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04, G06T1/00, G06T7/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>Michio TANAKA et al., "Tokushu: Plus 30 Byo Shikiso no Katsuyo Shochu Byohen: Shikiso Naishikyo no Katsuyo no Kihon to Kanbetsu Shindan", Endoscopia Digestiva, vol.18, no.12, pages 1869 to 1878, 25 December 2006 (25.12.2006)</td> <td>1-15</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>Michio TANAKA et al., "Shochu Jumo no Keitai Bunrui", Endoscopia Digestiva, vol.26, no.1, pages 75 to 80, 25 January 2014 (25.01.2014)</td> <td>1-15</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	Michio TANAKA et al., "Tokushu: Plus 30 Byo Shikiso no Katsuyo Shochu Byohen: Shikiso Naishikyo no Katsuyo no Kihon to Kanbetsu Shindan", Endoscopia Digestiva, vol.18, no.12, pages 1869 to 1878, 25 December 2006 (25.12.2006)	1-15	A	Michio TANAKA et al., "Shochu Jumo no Keitai Bunrui", Endoscopia Digestiva, vol.26, no.1, pages 75 to 80, 25 January 2014 (25.01.2014)	1-15
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	Michio TANAKA et al., "Tokushu: Plus 30 Byo Shikiso no Katsuyo Shochu Byohen: Shikiso Naishikyo no Katsuyo no Kihon to Kanbetsu Shindan", Endoscopia Digestiva, vol.18, no.12, pages 1869 to 1878, 25 December 2006 (25.12.2006)	1-15									
A	Michio TANAKA et al., "Shochu Jumo no Keitai Bunrui", Endoscopia Digestiva, vol.26, no.1, pages 75 to 80, 25 January 2014 (25.01.2014)	1-15									
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family							
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family										
Date of the actual completion of the international search 15 June 2016 (15.06.16)		Date of mailing of the international search report 28 June 2016 (28.06.16)									
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.									

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/062931

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2006/112227 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), entire text; all drawings & JP 2006-288878 A & JP 2006-288879 A & US 2007/0292011 A1 & EP 1870020 A1 & CN 101150977 A & KR 10-2007-0116634 A	1-15
A	WO 2007/135757 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 29 November 2007 (29.11.2007), entire text; all drawings & US 2007/0276185 A1 & EP 2022386 A1 & CN 101448448 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 2 9 3 1										
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T7/00(2006.01)i												
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, G06T1/00, G06T7/00												
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2016年											
日本国実用新案登録公報	1996-2016年											
日本国登録実用新案公報	1994-2016年											
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)												
C. 関連すると認められる文献 <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>田中 三千雄 他, 「特集: プラス30秒 色素法の活用 小腸 病変: 色素内視鏡の活用の基本と鑑別診断」, 消化器内視鏡, Vol. 18, No. 12, pp. 1869-1878, 2006年12月25日</td> <td>1-15</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>田中 三千雄 他, 「小腸絨毛の形態分類」, 消化器内視鏡, Vol. 26, No. 1, pp. 75-80, 2014年1月25日</td> <td>1-15</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	A	田中 三千雄 他, 「特集: プラス30秒 色素法の活用 小腸 病変: 色素内視鏡の活用の基本と鑑別診断」, 消化器内視鏡, Vol. 18, No. 12, pp. 1869-1878, 2006年12月25日	1-15	A	田中 三千雄 他, 「小腸絨毛の形態分類」, 消化器内視鏡, Vol. 26, No. 1, pp. 75-80, 2014年1月25日	1-15
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号										
A	田中 三千雄 他, 「特集: プラス30秒 色素法の活用 小腸 病変: 色素内視鏡の活用の基本と鑑別診断」, 消化器内視鏡, Vol. 18, No. 12, pp. 1869-1878, 2006年12月25日	1-15										
A	田中 三千雄 他, 「小腸絨毛の形態分類」, 消化器内視鏡, Vol. 26, No. 1, pp. 75-80, 2014年1月25日	1-15										
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。												
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献												
国際調査を完了した日 15.06.2016		国際調査報告の発送日 28.06.2016										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 山口 裕之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292										

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 2 9 3 1

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2006/112227 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 全文全図 & JP 2006-288878 A & JP 2006-288879 A & US 2007/0292011 A1 & EP 1870020 A1 & CN 101150977 A & KR 10-2007-0116634 A	1-15
A	WO 2007/135757 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.11.29, 全文全図 & US 2007/0276185 A1 & EP 2022386 A1 & CN 101448448 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 中村 俊夫

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 外山 隆一

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C161 AA01 AA03 AA04 AA08 BB01 CC06 HH51 JJ17 NN05 SS22

TT01 WW02 WW10 WW12 WW15

5B057 AA10 CA01 CA08 CA12 CA16 CC03 DA01 DA07 DA08 DC22

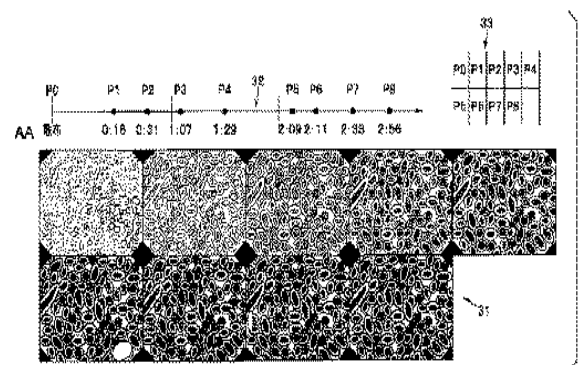
DC25 DC32

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像分析装置，图像分析系统，图像分析装置的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2016175178A1	公开(公告)日	2017-05-18
申请号	JP2016555390	申请日	2016-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	山田哲寛 山梨桃子 中村俊夫 外山隆一		
发明人	山田 哲寛 山梨 桃子 中村 俊夫 外山 隆一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/04 G06T7/0016 G06T7/90 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30028 G06T7/00 A61B2576/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G06T1/00.295		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/AA08 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS22 4C161/TT01 4C161/WW02 4C161/WW10 4C161/WW12 4C161/WW15 5B057/AA10 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CC03 5B057/DA01 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DC22 5B057/DC25 5B057/DC32		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2015090619 2015-04-27 JP		
其他公开文献	JP6058241B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

图像输入单元 (11)，确定从图像输入单元 (11) 输入的第一图像和晚于第一图像获取的第二图像的分析目标区域的区域提取单元 (12) 以及第二图像中的分析对象区域中的图像分析单元 (14)，计算第一图像中的分析对象区域中的亮度减小的部分的亮度减小程度。 图像分析装置包括。



AA Dispersion