(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2011 年 10 月 20 日(20.10.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/129255 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)　　*A61B 1/04* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/058780

(22) 国際出願日: 2011 年 4 月 7 日(07.04.2011)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2010-091431 2010 年 4 月 12 日(12.04.2010)　JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 小野　芙美子(ONO, Fumiko) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田　邦生, 外(UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい２－２－１　横浜ランドマークタワー３７Ｆ Kanagawa (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

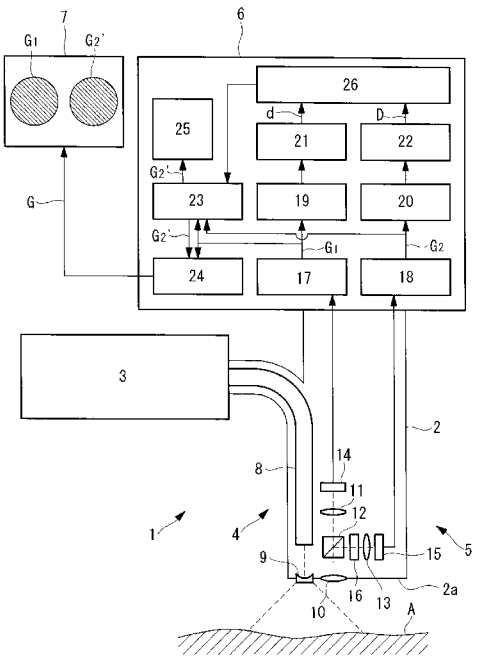
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) **Title**: FLUORESCENCE OBSERVATION DEVICE AND FLUORESCENCE IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称 : 蛍光観察装置および蛍光画像処理方法

[図1]



(57) **Abstract**: In order to prevent incorrect information from being given to a doctor and prevent erroneous diagnosis even when a positional displacement occurs between a fluorescence image and a reflected light image, disclosed is a fluorescence observation device (1) provided with a white light image generation unit (17) for generating a white light image (G_1) from reflected light of white light applied to an object to be observed (A), a fluorescence image generation unit (18) for generating a fluorescence image (G_2) by applying excitation light to the object to be observed (A), a fluorescence image correction unit (23) for normalizing the fluorescence image (G_2) by the white light image (G_1), a displacement amount calculation unit (21) for calculating the displacement amount (d) of the object to be observed (A) by processing a plurality of white light images (G_1) captured at time intervals, a region size calculation unit (22) for calculating the size (D) of a region having a fluorescence intensity of a predetermined threshold or more by processing the fluorescence image (G_2), and a control unit (26) for controlling the fluorescence image correction unit (23) such that the normalization of the fluorescence image (G_2) is stopped when the displacement amount (d) of the object to be observed (A) with respect to the size (D) of the region is larger than or equal to a predetermined ratio.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/129255 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

蛍光画像と反射光画像との間に位置ズレが発生した場合でも、医師に誤った情報が与えられるのを防止し誤診防止を図る。観察対象（Ａ）に照射した白色光の反射光から白色光画像（G_1）を生成する白色光画像生成部（１７）と、観察対象（Ａ）に励起光を照射し蛍光画像（G_2）を生成する蛍光画像生成部（１８）と、蛍光画像（G_2）を白色光画像（G_1）により規格化する蛍光画像補正部（２３）と、時間間隔をあけた複数の白色光画像（G_1）を処理し観察対象（Ａ）の変位量（ｄ）を算出する変位量算出部（２１）と、蛍光画像（G_2）を処理し所定の閾値以上の蛍光強度を有する領域の大きさ（Ｄ）を算出する領域サイズ算出部（２２）と、領域の大きさ（Ｄ）に対し、観察対象（Ａ）の変位量（ｄ）が所定の割合以上に大きいときに、蛍光画像（G_2）の規格化を停止するよう蛍光画像補正部（２３）を制御する制御部（２６）とを備える蛍光観察装置（１）を提供する。

明　細　書

発明の名称 ： 蛍光観察装置および蛍光画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、蛍光観察装置および蛍光画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、生体組織に存在する腫瘍等の病変部に特異的に集積する蛍光物質からの蛍光強度を同じ生体組織の表面における反射光強度によって規格化する蛍光観察装置が知られている（例えば、特許文献１参照。）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開昭６２－２４７２３２号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、生体組織の蛍光観察は、生体組織に対して励起光を照射することにより行われ、生体組織の反射光観察は、生体組織に白色光等を照射することにより行われるため、蛍光観察と反射光観察との時間的なズレによって、取得される蛍光画像と反射光画像との間にズレが発生することがある。蛍光画像と反射光画像との間のズレは、生体組織の脈動、露光時間の相違、蛍光観察装置と生体組織との相対的な位置ズレ等によって発生する。

[0005] この場合に、蛍光画像に対してズレを有する反射光画像によって蛍光画像を規格化したのでは、正しい規格化が行われないため、病変部位ではない箇所に病変が存在するかのような表示されてしまったり、病変部位が病変ではない箇所であるかのように表示されてしまったりして、医師に誤った情報を与えてしまうことになるという不都合がある。

[0006] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、蛍光画像と反射光画像との間に位置ズレが発生した場合であっても、医師に誤った情報が与えられるのを防止して、誤診防止を図ることができる蛍光観察装置および蛍

光画像処理方法を提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第一の態様は、観察対象に照射した白色光の反射光を撮影して得られた信号から白色光画像を生成する白色光画像生成部と、観察対象に励起光を照射して発生した蛍光を撮影して得られた信号から蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、該蛍光画像生成部により生成された蛍光画像を前記白色光画像生成部により生成された白色光画像によって規格化する蛍光画像補正部と、時間間隔を空けて撮影されることにより得られた信号から前記白色光画像生成部により生成された複数の白色光画像を処理して該白色光画像内の前記観察対象の変位量を算出する変位量算出部と、前記蛍光画像生成部により生成された蛍光画像を処理して所定の閾値以上の蛍光強度を有する領域の大きさを算出する領域サイズ算出部と、該領域サイズ算出部により算出された前記領域の大きさに対し、前記変位量算出部により算出された前記観察対象の変位量が所定の割合以上に大きいときに、蛍光画像の規格化を停止するよう前記蛍光画像補正部を制御する制御部とを備える蛍光観察装置である。

[0008] 上記本発明の第一の態様に係る蛍光観察装置によれば、白色光画像生成部により生成された観察対象の時間間隔を空けた複数の白色光画像が得られると、変位量算出部によって、白色光画像内における観察対象の変位量が算出される。一方、蛍光画像生成部により生成された観察対象の蛍光画像が得られると、領域サイズ算出部により、蛍光画像内の所定の閾値以上の蛍光強度を有する領域の大きさが算出される。

[0009] そして、高蛍光強度領域の大きさに対して、観察対象の変位量が大きくなっていくと、蛍光画像を白色光画像で規格化する際の精度が低下していくので、所定の割合以上に大きく変位しているときには、制御部が蛍光画像補正部による蛍光画像の規格化を停止することにより、低い精度で規格化された蛍光画像が生成されるのを防止することができる。すなわち、制御部は、高蛍光強度領域の大きさに対して、観察対象の変位量が所定の割合より小さい

ときにのみ蛍光画像の規格化を行うこととして、高い精度で規格化された蛍光画像のみを生成して、医師に誤った情報が与えられるのを未然に防止することができる。

[0010] 上記本発明の第一の態様に係る蛍光観察装置において、前記制御部が前記蛍光画像補正部による蛍光画像の規格化を停止しているときに、その旨を報知する規格化停止報知部を備えていてもよい。

このようにすることで、規格化停止報知部により、制御部が蛍光画像の規格化を停止していることを医師等が認識することができる。

[0011] 上記本発明の第一の態様に係る蛍光観察装置において、前記領域サイズ算出部により算出された前記領域の大きさと、前記変位量算出部により算出された前記観察対象の変位量とに基づいて、前記蛍光画像補正部による規格化の精度を算出する規格化精度算出部と、該規格化精度算出部により算出された規格化の精度を報知する規格化精度報知部とを備えていてもよい。

このようにすることで、高蛍光輝度領域の大きさに対して観察対象の変位量が大きくなっていくほど、蛍光画像と白色光画像との位置ズレが大きくなって規格化の精度が低下していくため、規格化精度算出部により算出した精度を規格化精度報知部によって報知することで、規格化された蛍光画像の信頼性を医師等が認識することができる。

[0012] 上記本発明の第一の態様に係る蛍光観察装置において、前記制御部によって前記蛍光画像補正部による蛍光画像の規格化が停止されている時間の比率を算出する停止比率算出部と、前記制御部が、前記停止比率算出部により算出された規格化の停止時間の比率に基づいて、前記割合を調節してもよい。

このようにすることで、蛍光画像と白色光画像との位置ズレが大きいときには、規格化が停止されたままの状態となってしまうので、規格化を停止するための割合を緩和して、精度が低いながらも規格化された蛍光画像が得られるようにすることができる。

[0013] 本発明の第二の態様は、観察対象に照射した白色光の反射光を撮影して得られた信号から白色光画像を生成する白色光画像生成ステップと、観察対象

に励起光を照射して発生した蛍光を撮影して得られた信号から蛍光画像を生成する蛍光画像生成ステップと、該蛍光画像生成ステップにより生成された蛍光画像を処理して所定の閾値以上の蛍光強度を有する領域の大きさを算出する領域サイズ算出ステップと、時間間隔を空けて撮影されることにより得られた信号から生成された複数の白色光画像を処理して該白色光画像内の前記観察対象の変位量を算出する変位量算出ステップと、前記領域サイズ算出ステップにより算出された前記領域の大きさに対し、前記変位量算出ステップにより算出された前記観察対象の変位量が所定の割合より小さいときにのみ、前記蛍光画像を前記白色光画像により規格化する蛍光画像補正ステップとを含む蛍光画像処理方法である。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、蛍光画像と反射光画像との間に位置ズレが発生した場合であっても、医師に誤った情報が与えられるのを防止して、誤診防止を図ることができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の一実施形態に係る蛍光観察装置を示すブロック図である。

[図2]図１の蛍光観察装置により取得される蛍光画像における高蛍光輝度領域とその大きさを示す内接円の直径を説明する図である。

[図3]図２の高蛍光輝度領域の変位量を示す図である。

[図4]図１の蛍光観察装置により取得される蛍光画像および白色光画像の取得タイミングを示す図である。

[図5]図１の蛍光観察装置による蛍光画像処理方法を説明するフローチャートを示す図である。

[図6]図５の蛍光画像処理方法の第１の変形例に係るフローチャートを示す図である。

[図7]図６の蛍光画像処理方法によりモニタに表示される合成画像の表示例を示す図である。

[図8]図６の蛍光画像処理方法の第２の変形例において、制御部に記憶された

規格化のレベルと閾値との対応表を示す図である。

[図9]図８の蛍光画像処理方法を説明するフローチャートを示す図である。

発明を実施するための形態

[0016] 本発明の一実施形態に係る蛍光観察装置１および蛍光画像処理方法について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光観察装置１は、蛍光内視鏡装置であって、体内に挿入される細長い挿入部２と、白色光および励起光を射出する光源装置３と、該光源装置３からの白色光および励起光を挿入部２の先端から観察対象Ａに向けて照射する照明ユニット４と、挿入部２の先端に設けられ、観察対象Ａである生体組織の画像情報を取得する撮像ユニット５と、挿入部２の基端側に配置され、撮像ユニット５により取得された画像情報を処理する画像処理部６と、該画像処理部６により処理された画像Ｇを表示するモニタ７とを備えている。

[0017] 照明ユニット４は、挿入部２の長手方向のほぼ全長にわたって配置され、光源装置３から射出された白色光および励起光を導光するライトガイドファイバ８と、挿入部２の先端に設けられ、ライトガイドファイバ８によって導光されてきた白色光および励起光を拡散させて、挿入部２の先端面２ａに対向する観察対象Ａに照射する照明光学系９とを備えている。

[0018] 撮像ユニット５は、観察対象Ａの所定の観察範囲から戻る戻り光を集光する対物レンズ１０と、該対物レンズ１０によって集光された戻り光の内、励起波長以上の光（励起光および蛍光）を反射し、励起波長より短い波長の白色光を透過するダイクロイックミラー１２と、ダイクロイックミラー１２を透過した白色光およびダイクロイックミラー１２により反射された蛍光をそれぞれ集光する２つの集光レンズ１１，１３と、集光レンズ１１，１３によって集光された白色光および蛍光を撮像するＣＣＤのような２個の撮像素子１４，１５とを備えている。図中、符号１６は、ダイクロイックミラー１２によって反射された光から励起光を遮断する励起光カットフィルタである。

[0019] 画像処理部６は、図１に示されるように、撮像素子１４により時間間隔を

空けて取得されてくる白色光画像信号から白色光画像G_1を順次生成する白色光画像生成部１７と、撮像素子１５により時間間隔を空けて取得されてくる蛍光画像信号から蛍光画像G_2を順次生成する蛍光画像生成部１８と、白色光画像生成部１７により順次生成された白色光画像G_1を順次記憶する白色光画像記憶部１９と、蛍光画像生成部１８により順次生成された蛍光画像G_2を順次記憶する蛍光画像記憶部２０とを備えている。

[0020] また、画像処理部６は、白色光画像記憶部１９に記憶されている白色光画像G_1から挿入部２先端面２ａに対する観察対象Ａの相対的な変位量を算出する変位量算出部２１と、蛍光画像記憶部２０に記憶されている蛍光画像G_2から病変部位に相当すると予想される領域を抽出しその大きさ（領域サイズ）を算出する領域サイズ算出部２２とを備えている。

[0021] さらに、画像処理部６は、白色光画像生成部１７により生成された白色光画像G_1と蛍光画像生成部１８により生成された蛍光画像G_2とを用いて、蛍光画像G_2を規格化する規格化演算部２３と、規格化された蛍光画像（以下、規格化蛍光画像とも言う。）G_2'を白色光画像G_1と合成する画像合成部２４と、規格化蛍光画像を記憶する規格化画像記憶部２５とを備えている。

[0022] さらに、画像処理部６は、変位量算出部２１により算出された変位量ｄと領域サイズ算出部２２により算出された領域サイズＤとに基づいて、規格化演算部２３による蛍光画像G_2の規格化の是非を判定して、規格化演算部２３を制御する制御部２６を備えている。

[0023] 変位量算出部２１は、例えば、観察周期に対応する時間間隔を空けて撮影された２枚の連続する白色光画像G_1のそれぞれにおいて、共通する特徴点（例えば、高輝度領域等）を抽出し、抽出された特徴点間の距離を求めることにより、２枚の白色光画像G_1が取得された間における挿入部２の先端面２ａと観察対象Ａとの相対的な変位量ｄを算出するようになっている。

領域サイズ算出部２２は、各蛍光画像G_2を所定の閾値で二値化処理することにより、所定の閾値以上の蛍光輝度を有する領域（高蛍光輝度領域）Ｒを抽出し、図２に示されるように、その領域Ｒに内接する円Ｃの直径をその高

蛍光輝度領域Ｒの領域サイズＤとして算出するようになっている。

[0024] 制御部２６は、変位量算出部２１において算出された変位量ｄと領域サイズ算出部２２により算出された高蛍光輝度領域Ｒの領域サイズＤとが入力されることにより、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄを算出し、その割合ｄ／Ｄが所定の割合以上に大きいときには規格化演算部２３による蛍光画像$Ｇ_2$の規格化演算を停止させ、その割合ｄ／Ｄが所定の割合より小さいときにのみ規格化演算部２３による蛍光画像$Ｇ_2$の規格化演算を行わせるようになっている。

[0025] 例えば、図４に示されるように、白色光画像$Ｇ_1$（－１～－６）の露光時間が３３ｍｓｅｃであり、蛍光画像$Ｇ_2$の露光時間が１００ｍｓｅｃである場合に、観察周期１００ｍｓｅｃの間に白色光画像$Ｇ_1$は３枚、蛍光画像$Ｇ_2$は１枚取得される。本実施形態においては、蛍光画像$Ｇ_2$の規格化演算は、観察周期毎に取得された蛍光画像$Ｇ_2$－１，$Ｇ_2$－２と白色光画像$Ｇ_1$－３，$Ｇ_1$－６とによって行われる。

[0026] ここで、規格化の精度を十分に担保するために、蛍光画像$Ｇ_2$と白色光画像$Ｇ_1$とが、病変部位として想定される高蛍光輝度領域Ｒの略半分重なっていることを条件とすると、２枚おきに取得された白色光画像$Ｇ_1$間で、高蛍光輝度領域Ｒの領域サイズＤの１／２までずれていても許容されると考えることができる。すなわち、領域サイズＤを表す円の直径をＤとすると、図３に示される変位量ｄが約１００ｍｓｅｃの間に１／２Ｄ以下である場合に規格化の精度が維持されると考えることができる。

[0027] そこで、制御部２６は、蛍光画像$Ｇ_2$の領域サイズＤに対する変位量ｄの割合が１／２以下であるか否かを判定し、１／２以下であれば規格化演算部２３による規格化を許容し、１／２より大きい場合には規格化演算部２３による規格化を禁止するようになっている。

[0028] 規格化演算部２３は、制御部２６から規格化を許容された場合に、蛍光画像生成部１８から入力されてきた蛍光画像$Ｇ_2$を、白色光画像生成部１７から入力されてきた白色光画像$Ｇ_1$によって除算することにより、規格化蛍光画像

G_2’を算出するようになっている。そして、画像合成部２４は、白色光画像生成部１７から送られてきた白色光画像G_1と、規格化演算部２３から出力された規格化蛍光画像G_2’とを並列（あるいは重畳）した合成画像Ｇを生成し、モニタ７に出力するようになっている。規格化蛍光画像G_2’を白色光画像G_1に重畳する場合には、規格化蛍光画像G_2’の所定の閾値より高い輝度値を有する領域に青色等の色を付して白色光画像G_1に重畳することが望ましい。

[0029] このように構成された本実施形態に係る蛍光観察装置１を用いた蛍光画像処理方法について、以下に説明する。

まず、図５に示されるように、カウンタＮがリセットされ（ステップＳ１）、撮像素子１５によって蛍光画像信号が取得されると、蛍光画像生成部１８によって蛍光画像信号に基づいて蛍光画像G_2が生成されるとともに、蛍光画像記憶部２０に順次記憶されていく（ステップＳ２）。

[0030] 蛍光画像記憶部２０に記憶された蛍光画像G_2は、領域サイズ算出部２２に送られる。領域サイズ算出部２２においては、蛍光画像記憶部２０から観察周期に対応する時間間隔１００ｍｓｅｃで送られてきた蛍光画像G_2が順次処理されて、高蛍光輝度領域Ｒが抽出され、その大きさとして内接円Ｃの直径寸法Ｄが算出される（ステップＳ３）。

[0031] 一方、撮像素子１４によって白色光画像信号が取得されると、白色光画像生成部１７によって白色光画像信号に基づいて白色光画像G_1が生成されるとともに、白色光画像記憶部１９に順次記憶される（ステップＳ４）。

白色光画像記憶部１９に記憶された白色光画像G_1は、変位量算出部２１に送られる。変位量算出部２１においては、白色光画像記憶部１９から送られてきた、観察周期に対応する時間間隔１００ｍｓｅｃをあけて取得された連続する２枚の白色光画像G_1が、順次画像処理されて、それぞれの白色光画像G_1内の特徴点が抽出され、２つの白色光画像G_1間において同一の特徴点間の距離が算出される。

[0032] これにより、２枚の白色光画像G_1が取得される間に、挿入部２の先端面２

ａに対して観察対象Ａがどれだけ相対的に移動したかを示す変位量ｄが算出される（ステップＳ５）。

変位量算出部２１において算出された変位量ｄと領域サイズ算出部２２において算出された高蛍光輝度領域Ｒの領域サイズＤは制御部２６に送られる。

[0033] 制御部２６においては、送られてきた領域サイズＤに対する変位量ｄの割合が算出される。制御部２６は、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２以下である場合には、規格化演算部２３による規格化演算を許容する（ステップＳ６）。規格化演算部２３は、制御部２６によって規格化演算が許容されると、カウンタＮをインクリメントして（ステップＳ７）、蛍光画像G_2を白色光画像G_1で除算することにより規格化する（ステップＳ８）。そして、生成された規格化蛍光画像G_2’は規格化画像記憶部２５に記憶され（ステップＳ９）、その後、ステップＳ２からの工程が繰り返される。

[0034] 一方、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２より大きい場合には、規格化演算を行わずに、白色光画像G_1をモニタ７に表示させ、ステップＳ１からの工程が繰り返される（ステップＳ１０）。

[0035] ステップＳ２からの工程の繰り返し中に、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２を超えない限り、カウンタＮの値はインクリメントされ続け、カウンタＮ＝１０となったか否か、すなわち、１０回連続して変位量が小さかったか否かが判定される（ステップＳ１１）。カウンタＮ＝１０となった場合には、画像合成部２４において規格化蛍光画像G_2’が白色光画像G_1と合成され（ステップＳ１２）、生成された合成画像Ｇがモニタ７に表示される（ステップＳ１３）。以後、カウンタＮ≧１０である限り、すなわち、変位量ｄが少ない状態が１０回以上連続している限り、規格化蛍光画像G_2’が白色光画像G_1と合成され、生成された合成画像Ｇがモニタ７に表示される。そして、観察の終了か否かが判断され、継続する場合は、ステップＳ２からの工程が繰り返される（ステップＳ１４）。

[0036] 一方、ステップＳ２からの工程の繰り返し中に、１度でも領域サイズＤに

対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２を超えた場合には、その時点で白色光画像G_1のみの表示に切り替えられ、ステップＳ１に戻ってカウンタＮがリセットされる。

[0037] このように、本実施形態に係る蛍光観察装置１および蛍光画像処理方法によれば、蛍光画像G_2と、該蛍光画像G_2を規格化するために使用される白色光画像G_1との位置ズレを白色光画像G_1における変位量ｄによって判定し、位置ズレが大きい場合には、規格化を行わないので、精度の低い規格化蛍光画像G_2’が表示されず、医師等に誤った情報が提供されてしまう不都合の発生を未然に防止することができる。

[0038] また、カウンタＮにより１０回以上連続して変位量ｄが小さい場合にのみ規格化蛍光画像G_2’を表示するので、変位量ｄが大きい場合や、変位量ｄが小さい状態が継続しない場合には、規格化蛍光画像G_2’の表示が行われず、合成画像Ｇと白色光画像G_1とが短い時間（１秒以下）で切り替わってしまう不都合の発生を防止できる。

なお、本実施形態においては、観察周期を１００ｍｓｅｃとし、１０回分の観察周期にわたって変位量ｄが小さい状態が継続していた場合にのみ、合成画像Ｇを表示することとしたが、これに限定されるものではなく、観察周期やカウンタＮの回数は任意に設定することができる。

[0039] また、本実施形態に係る蛍光画像処理方法においては、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２を超えた場合には蛍光画像G_2の規格化を停止することとしたが、その割合ｄ／Ｄは１／２に限定されるものではなく、任意に設定することができる。例えば、割合ｄ／Ｄが１を超える場合、すなわち、領域サイズＤと変位量ｄとが等しい場合には、蛍光画像G_2と白色光画像G_1とが重複することなく完全にずれていると考えられるため、その場合にのみ蛍光画像G_2の規格化を停止し、それ以外の場合には規格化を行わせることにしてもよい。このようにすることで、蛍光画像G_2の規格化が停止される期間を短縮することができる。

[0040] また、この場合に、図６および図７に示されるように、規格化の精度を示

す情報を併せて表示することにしてもよい。

例えば、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２以下である場合、１／２より大きく１以下である場合および１より大きい場合の３つに分類し、１０回の観察周期で算出された割合ｄ／Ｄが全て１／２以下である場合に規格化の精度をＬＥＶＥＬ１、１回でも１より大きい場合にはＬＥＶＥＬ３、それ以外の場合をＬＥＶＥＬ２に設定することにしてもよい。

[0041] 具体的には、ステップＳ１においてカウンタＮおよびカウンタＬを初期化し、ステップＳ６において領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが１／２以下であると判断された場合に、カウンタＬ，Ｎをインクリメントし（ステップＳ２０，Ｓ７）、割合ｄ／Ｄが１／２より大きく１以下であると判断された場合に（ステップＳ２１）、カウンタＮのみをインクリメントする（ステップＳ７）。

[0042] そして、これらの場合には、いずれも蛍光画像G_2の規格化が実施され（ステップＳ８）、規格化蛍光画像G_2’が記憶される（ステップＳ９）。そして、ステップＳ１１において、カウンタＮ＝１０となった場合には、カウンタＬ＝０であるか否かが判定され（ステップＳ２２）、カウンタＬ＝０の場合、すなわち、割合ｄ／Ｄが１０回分の観察周期にわたって常に１／２以下であった場合には、規格化の精度をＬＥＶＥＬ１とし（ステップＳ２３）、それ以外の場合、すなわち、１回でも１／２より大きくＤ以下の場合があった場合には、規格化の精度をＬＥＶＥＬ２とする（ステップＳ２４）。

[0043] その後、カウンタＮ，Ｌをリセットし（ステップＳ２５）、画像合成部２４において規格化蛍光画像G_2’と白色光画像G_1と、規格化の精度を示す情報とが合成され（ステップＳ１２）、図７に示されるように、生成された合成画像Ｇがモニタ７に表示される（ステップＳ１３）。そして、観察の終了か否かが判断され、継続する場合は、ステップＳ２からの工程が繰り返される（ステップＳ１４）。

[0044] 一方、ステップＳ２１において割合ｄ／Ｄが１より大きいと判断されたときには、規格化の精度がＬＥＶＥＬ３に設定され（ステップＳ２６）、白色

光画像G_1と、規格化の精度がＬＥＶＥＬ３であることを示す情報とが合成され（ステップＳ２７）、生成された合成画像Ｇがモニタ７に表示される（ステップＳ２８）。

[0045] 図７に示す例では、規格化の精度が最も高いＬＥＶＥＬ１の場合に２つの円形の表示B_1，B_2が両方とも点灯し、ＬＥＶＥＬ２の場合には１つの表示B_1のみが点灯し、ＬＥＶＥＬ３の場合には１つも点灯しないようにしている。図７は１つの表示B_1のみが点灯しているＬＥＶＥＬ２の状態を示している。この規格化の精度の表示方法は、図７の例に限定されるものではなく任意である。また、モニタ７に表示することに代えて、音声等によって報知することにしてもよい。

[0046] また、図８および図９に示されるように、制御部２６が規格化の精度に応じて規格化を行うための閾値を変更することにしてもよい。すなわち、観察が開始されると、ステップＳ１におけるカウンタＮ，Ｍの初期化後に、規格化精度のレベルを設定する（ステップＳ３０）。制御部２６は、図８に示されるように、規格化精度のレベルと閾値Ｓとを対応づけて記憶しており、最初の設定においては、例えば、最も厳しい閾値ＳとなるＬＥＶＥＬ１に規格化精度のレベルが設定される。このとき閾値Ｓは例えば０である。

[0047] 次いで、カウンタＮがインクリメントされ（ステップＳ３１）、蛍光画像G_2の生成・記憶（ステップＳ２）、領域サイズＤの算出（ステップＳ３）、白色光画像G_1の生成・記憶（ステップＳ４）および変位量ｄの算出が行われ（ステップＳ５）、変位量ｄが領域サイズＤに対して閾値Ｓ以下であるか否かが判定される（ステップＳ３２）。

領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが閾値Ｓ以下である場合には、蛍光画像G_2が規格化され（ステップＳ８）、規格化蛍光画像G_2’が記憶され（ステップＳ９）、カウンタＮ＝１０となるまでステップＳ３１～Ｓ９が繰り返される。

[0048] 一方、領域サイズＤに対する変位量ｄの割合ｄ／Ｄが閾値Ｓより大きい場合には、蛍光画像G_2の規格化は行われず、カウンタＭがインクリメントされ

て（ステップＳ３３）、白色光画像G_1が表示された後（ステップＳ１０）、カウンタＮ＝１０となるまでステップＳ１～Ｓ９が繰り返される。

[0049] そして、ステップＳ９の終了後に、カウンタＮ＝１０となったか否かが判定され（ステップＳ１１）、カウンタＮ＝１０となった場合には、カウンタＭが９より大きいか否かが判定され（ステップＳ３４），Ｍ＞９である場合、すなわち、１０回の内１度も規格化が行われなかった場合には、規格化精度のレベルを１段低くする（ステップＳ３５）。この例では、最初ＬＥＶＥＬ６であったレベルをＬＥＶＥＬ５に変更する。

[0050] 一方、ステップＳ３４においてカウンタＭが７より小さいか否かが判定され（ステップＳ３６）、Ｍ＜７である場合、すなわち、１０回中４回以上規格化が行われた場合には、規格化精度のレベルを１段高くする（ステップＳ３７）。最高レベルにいる場合には、それ以上のレベルアップはなされない。

[0051] そして、画像合成部２４において規格化蛍光画像G_2’と白色光画像G_1と、規格化の精度を示す情報とが合成され（ステップＳ１２）、生成された合成画像Ｇがモニタ７に表示される（ステップＳ１３）。そして、観察の終了か否かが判断され、継続する場合は、ステップＳ３１からの工程が繰り返される（ステップＳ１４）。

このようにすることで、常に一定の時間割合で規格化演算が行われ、観察環境に適した規格化演算を行うことができる。

[0052] なお、図８に示した制御部２６に記憶された規格化精度のレベルと閾値Ｓとを対応づけた値は、２種類以上のパターンが記憶されており、モニタ７上に設けられたタッチスイッチ等により、観察条件に適したパターンが選択できるようになっていてもよい。また、内視鏡の挿入部２を画像処理部６に接続することにより、挿入部に内蔵されたＩＤ（認識符号）が制御部２６に送られ、使用する挿入部に適したパターンが選択されるようになっていてもよい。

符号の説明

[0053] １　蛍光観察装置

７　モニタ（規格化停止報知部、規格化精度報知部）

１７　白色光画像生成部

１８　蛍光画像生成部

２１　変位量算出部

２２　領域サイズ算出部

２３　規格化演算部（蛍光画像補正部）

２６　制御部（規格化精度算出部、停止比率算出部）

Ａ　観察対象

ｄ　変位量

Ｄ　領域サイズ（大きさ）

G_1　白色光画像

G_2　蛍光画像

Ｒ　高蛍光輝度領域（領域）

Ｓ２　蛍光画像生成ステップ

Ｓ３　領域サイズ算出ステップ

Ｓ４　白色光画像生成ステップ

Ｓ５　変位量算出ステップ

Ｓ９　規格化ステップ（蛍光画像補正ステップ）

請求の範囲

[請求項1] 観察対象に照射した白色光の反射光を撮影して得られた信号から白色光画像を生成する白色光画像生成部と、

観察対象に励起光を照射して発生した蛍光を撮影して得られた信号から蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、

該蛍光画像生成部により生成された蛍光画像を前記白色光画像生成部により生成された白色光画像によって規格化する蛍光画像補正部と、

時間間隔を空けて撮影されることにより得られた信号から前記白色光画像生成部により生成された複数の白色光画像を処理して該白色光画像内の前記観察対象の変位量を算出する変位量算出部と、

前記蛍光画像生成部により生成された蛍光画像を処理して所定の閾値以上の蛍光強度を有する領域の大きさを算出する領域サイズ算出部と、

該領域サイズ算出部により算出された前記領域の大きさに対し、前記変位量算出部により算出された前記観察対象の変位量が所定の割合以上に大きいときに、蛍光画像の規格化を停止するよう前記蛍光画像補正部を制御する制御部とを備える蛍光観察装置。

[請求項2] 前記制御部が前記蛍光画像補正部による蛍光画像の規格化を停止しているときに、その旨を報知する規格化停止報知部を備える請求項１に記載の蛍光観察装置。

[請求項3] 前記領域サイズ算出部により算出された前記領域の大きさと、前記変位量算出部により算出された前記観察対象の変位量とに基づいて、前記蛍光画像補正部による規格化の精度を算出する規格化精度算出部と、

該規格化精度算出部により算出された規格化の精度を報知する規格化精度報知部とを備える請求項１に記載の蛍光観察装置。

[請求項4] 前記制御部によって記蛍光画像補正部による蛍光画像の規格化が停

止されている時間の比率を算出する停止比率算出部と、

前記制御部が、前記停止比率算出部により算出された規格化の停止時間の比率に基づいて、前記割合を調節する請求項１に記載の蛍光観察装置。

[請求項5] 観察対象に照射した白色光の反射光を撮影して得られた信号から白色光画像を生成する白色光画像生成ステップと、

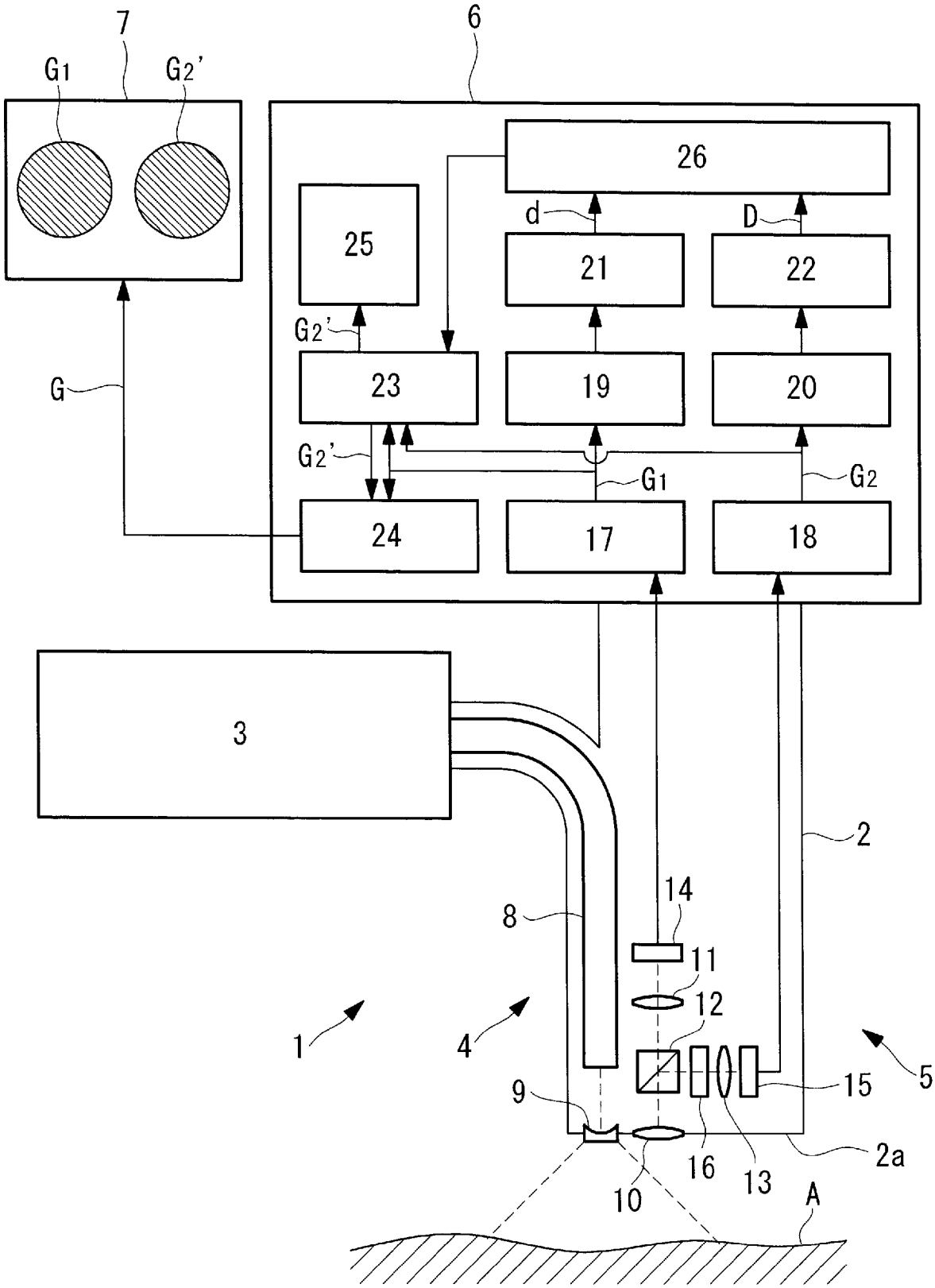
観察対象に励起光を照射して発生した蛍光を撮影して得られた信号から蛍光画像を生成する蛍光画像生成ステップと、

該蛍光画像生成ステップにより生成された蛍光画像を処理して所定の閾値以上の蛍光強度を有する領域の大きさを算出する領域サイズ算出ステップと、

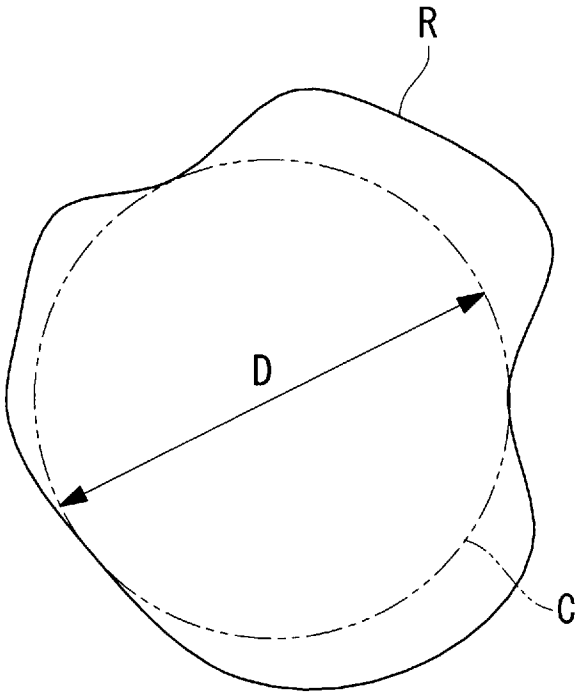
時間間隔を空けて撮影されることにより得られた信号から生成された複数の白色光画像を処理して該白色光画像内の前記観察対象の変位量を算出する変位量算出ステップと、

前記領域サイズ算出ステップにより算出された前記領域の大きさに対し、前記変位量算出ステップにより算出された前記観察対象の変位量が所定の割合より小さいときにのみ、前記蛍光画像を前記白色光画像により規格化する蛍光画像補正ステップとを含む蛍光画像処理方法。

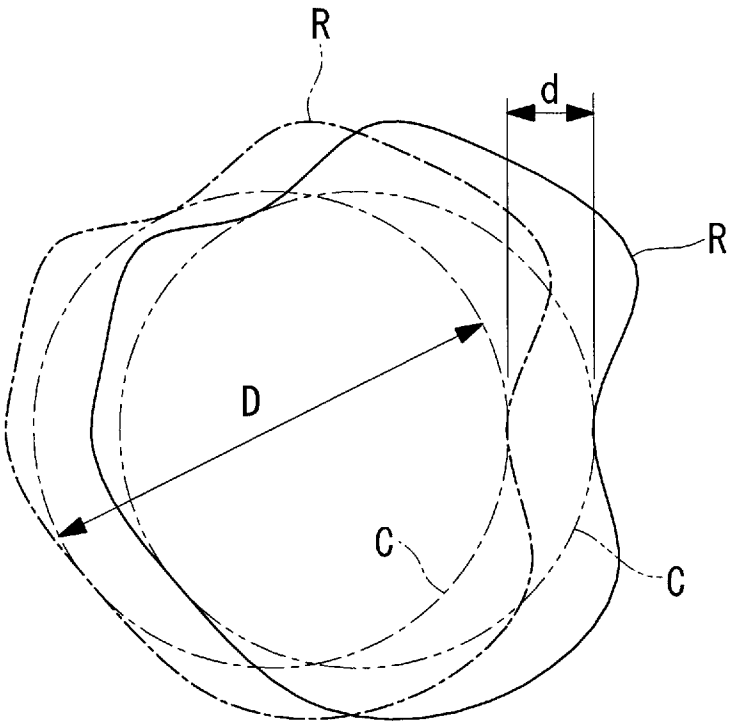
[図1]


7
6
G1
G2'
26
25
d
D
21
22
G2'
23
19
20
G
G2'
G1
G2
24
17
18
3
2
14
8
11
12
1
4
5
15
9
2a
16
13
10
A

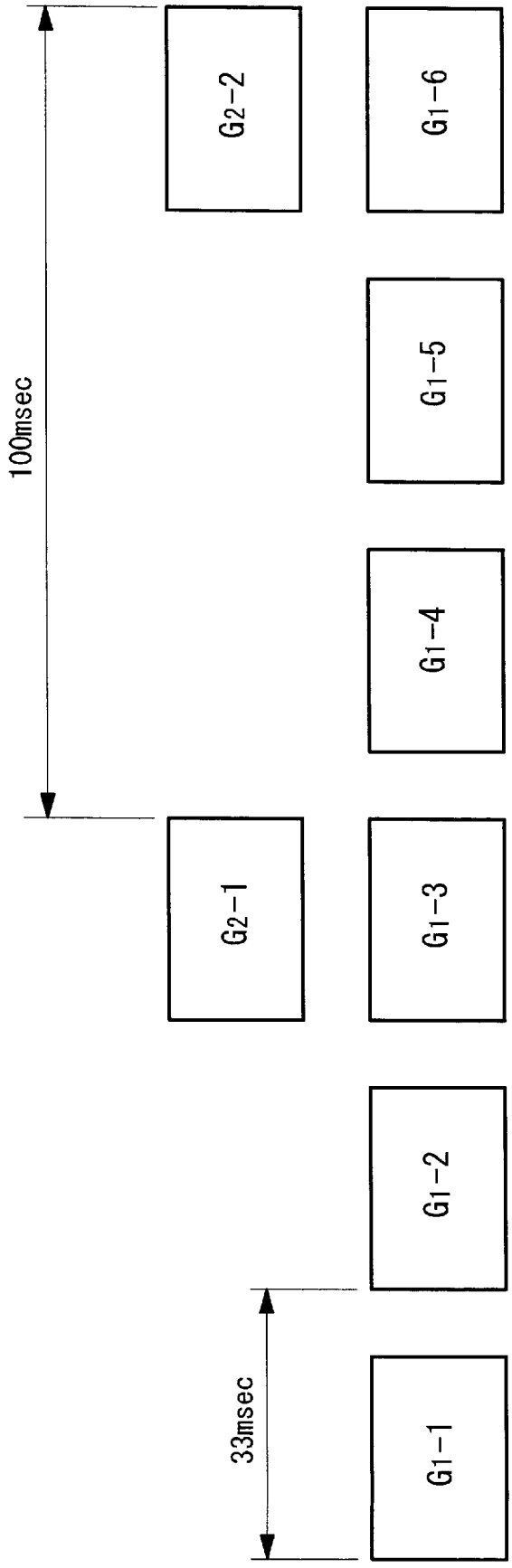
[図2]



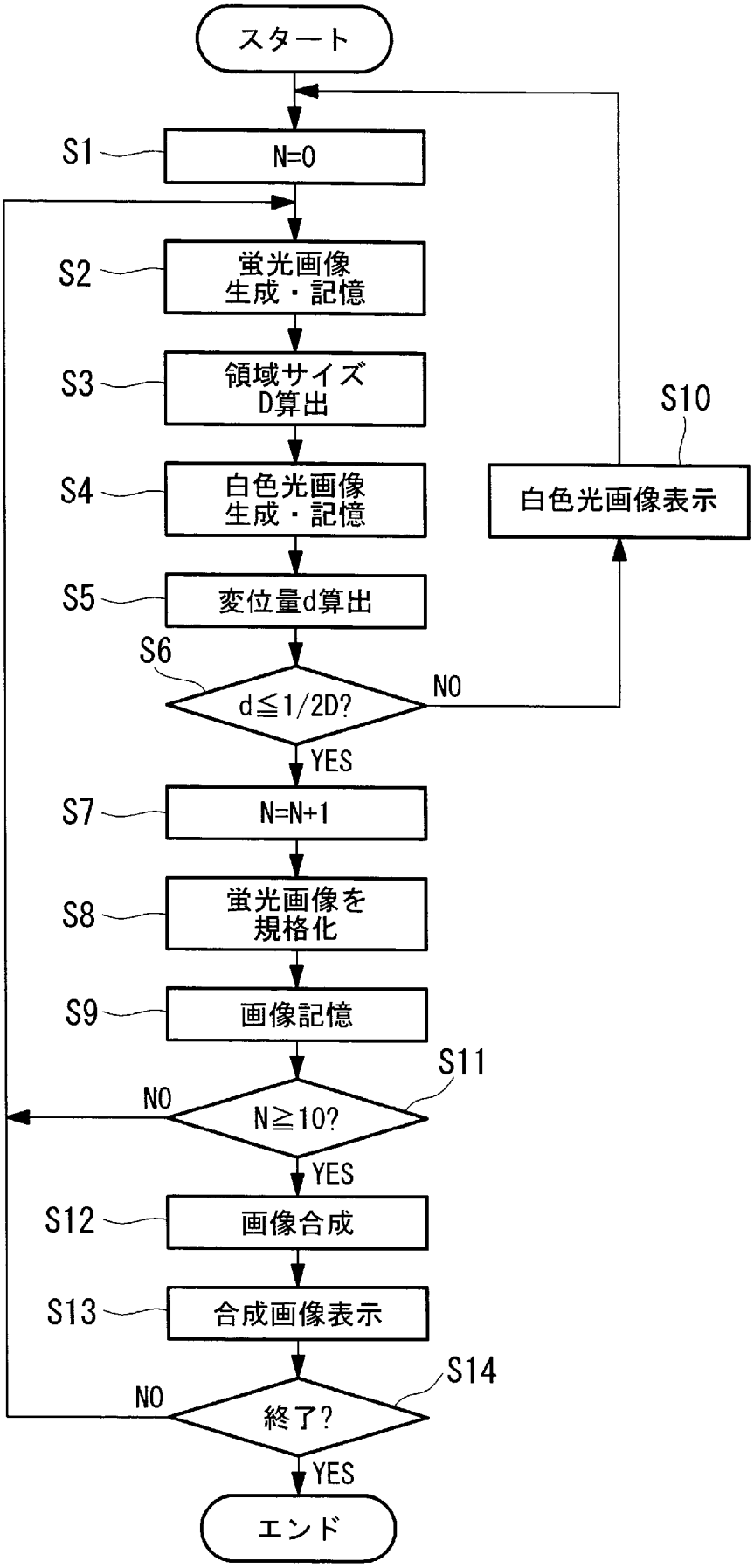
[図3]



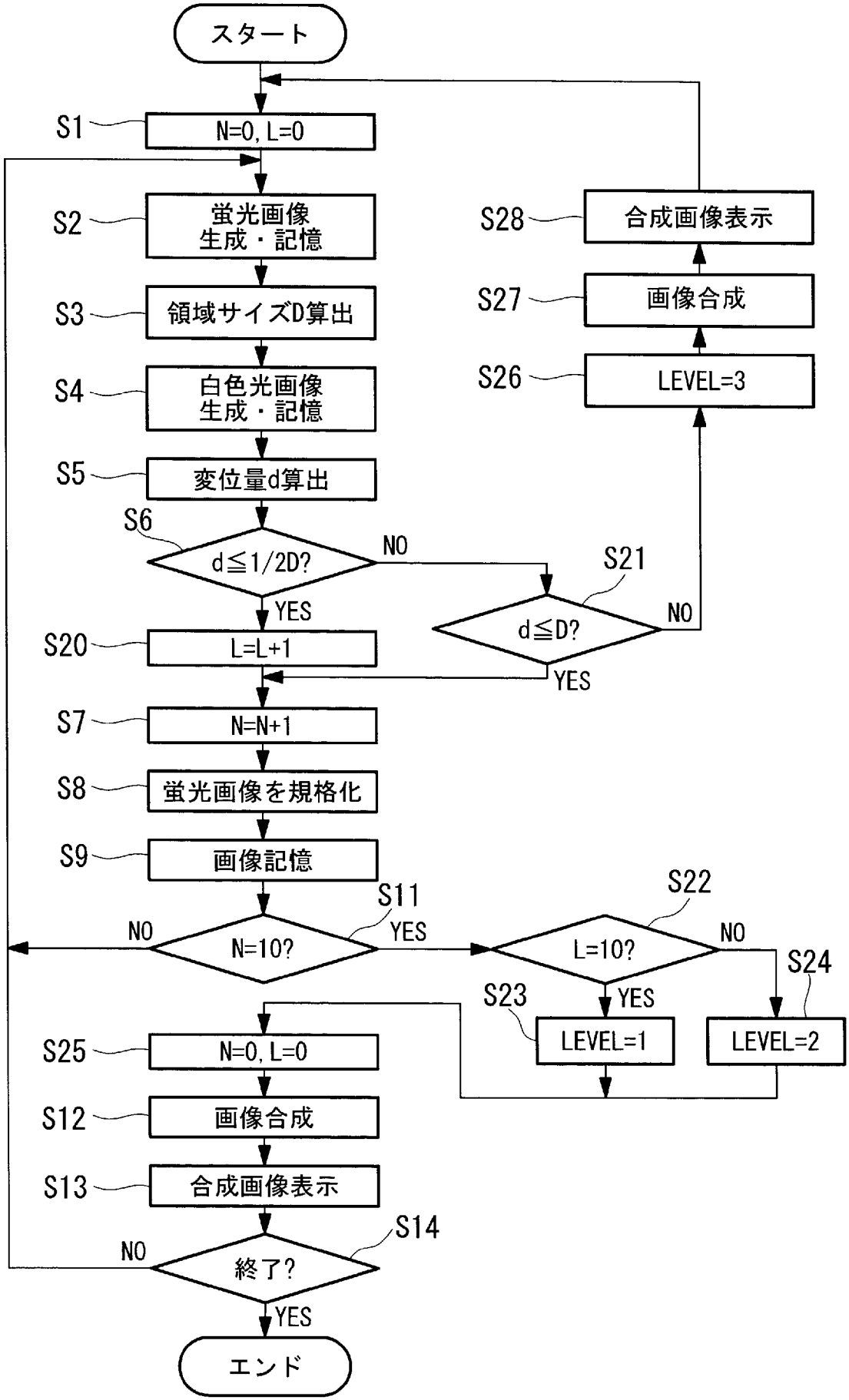
[図4]



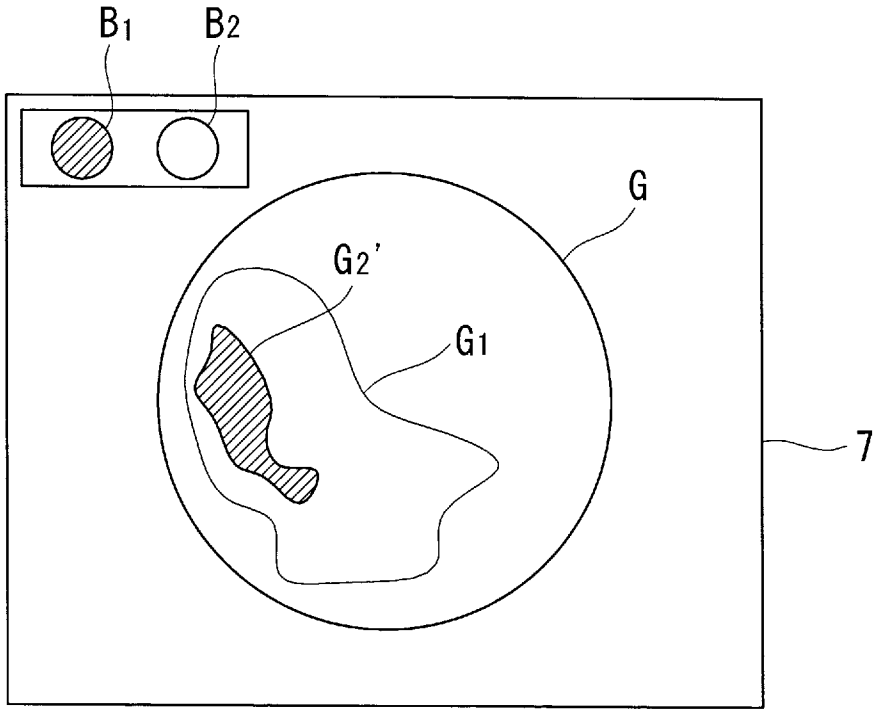
[図5]


スタート
S1
N=0
S2
蛍光画像
生成・記憶
S3
領域サイズ
D算出
S4
白色光画像
生成・記憶
S5
変位量d算出
S6
d≦1/2D?
NO
YES
S10
白色光画像表示
S7
N=N+1
S8
蛍光画像を
規格化
S9
画像記憶
S11
N≧10?
NO
YES
S12
画像合成
S13
合成画像表示
S14
終了?
NO
YES
エンド

[図6]


スタート
S1
N=0, L=0
S2
蛍光画像
生成・記憶
S3
領域サイズD算出
S4
白色光画像
生成・記憶
S5
変位量d算出
S6
d≦1/2D?
NO
YES
S21
d≦D?
NO
YES
S20
L=L+1
S7
N=N+1
S8
蛍光画像を規格化
S9
画像記憶
S11
N=10?
NO
YES
S22
L=10?
NO
YES
S24
LEVEL=2
S23
LEVEL=1
S25
N=0, L=0
S12
画像合成
S13
合成画像表示
S14
終了?
NO
YES
エンド
S28
合成画像表示
S27
画像合成
S26
LEVEL=3

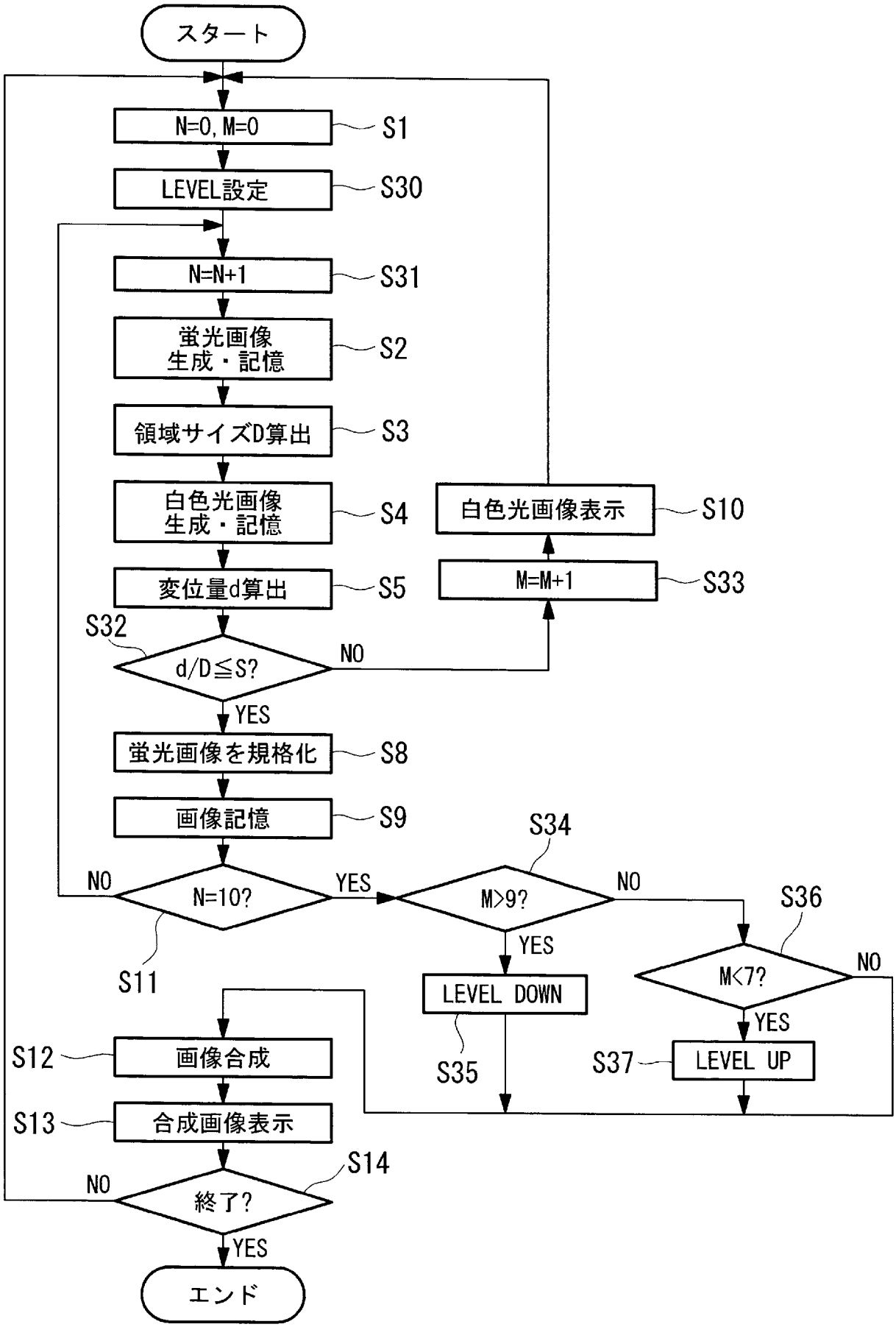
[図7]



[図8]

LEVEL	1	2	3	4	5	6
閾値 S	0	1/10	1/5	3/10	2/5	1/2

[図9]


スタート
N=0, M=0
S1
LEVEL設定
S30
N=N+1
S31
蛍光画像
生成・記憶
S2
領域サイズD算出
S3
白色光画像
生成・記憶
S4
変位量d算出
S5
S32
d/D≦S?
NO
YES
白色光画像表示
S10
M=M+1
S33
蛍光画像を規格化
S8
画像記憶
S9
NO
N=10?
YES
S11
S34
M>9?
NO
YES
LEVEL DOWN
S35
S36
M<7?
NO
YES
S37
LEVEL UP
S12
画像合成
S13
合成画像表示
S14
NO
終了?
YES
エンド

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/058780

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(2006.01)i, *A61B1/04*(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

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-173290 A (Olympus Corp.), 31 July 2008 (31.07.2008), claims 1, 3 & US 2010/0059690 A & EP 2105082 A1 & WO 2008/088002 A1 & CN 101583304 A	1-5
A	JP 8-224209 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 03 September 1996 (03.09.1996), paragraph [0007] (Family: none)	1-5
A	JP 7-246184 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 26 September 1995 (26.09.1995), paragraphs [0008], [0018] (Family: none)	1-5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* 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	Date of mailing of the international search report
24 June, 2011 (24.06.11)	05 July, 2011 (05.07.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/058780

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-61683 A (Olympus Corp.), 09 March 2006 (09.03.2006), paragraphs [0049], [0067], [0068] & US 2006/0025692 A1	1-5

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０５８７８０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B1/00, A61B1/04

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

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１年

国際調査で使用した電子データベース（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

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	JP 2008-173290 A (オリンパス株式会社) 2008.07.31, 【請求項１】、【請求項３】 & US 2010/0059690 A & EP 2105082 A1 & WO 2008/088002 A1 & CN 101583304 A	1-5
A	JP 8-224209 A (オリンパス光学工業株式会社) 1996.09.03, 段落【０００７】（ファミリーなし）	1-5

☑　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 ２４．０６．２０１１	国際調査報告の発送日 ０５．０７．２０１１
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　４４６０ 樋熊　政一 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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	JP 7-246184 A（富士写真光機株式会社）1995.09.26，段落【０００８】、【００１８】（ファミリーなし）	1-5
A	JP 2006-61683 A（オリンパス株式会社）2006.03.09，段落【００４９】、【００６７】、【００６８】 & US 2006/0025692 A1	1-5