

(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
2014 年 12 月 31 日(31.12.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/207901 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/067835
- (22) 国際出願日: 2013 年 6 月 28 日(28.06.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 太田 祐司 (OTA Yuji); 〒1468501 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 阿部 琢磨, 外 (ABE Takuma et al.); 〒1468501 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内 Tokyo (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, 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, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

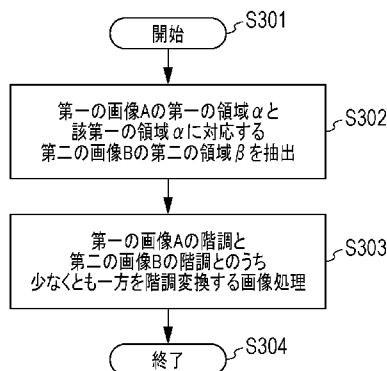
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM,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

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置及び画像処理方法



- S301 Start
S302 Extract first area (α) of first image (A) and second area (β) of second image (B) that corresponds to first area (α)
S303 Image processing for converting gradation of at least one of gradation of first image (A) and gradation of second image (B)
S304 End

(57) Abstract: One purpose of the present invention is to reduce misdiagnosis by a user of an area in an ocular fundus image that is less likely to be affected by changes in lipofuscin over time as an area that exhibits changes in lipofuscin over time. An image processing device according to the present invention comprises: a determination means that determines a first area that is one part of a first ocular fundus image that is obtained by autofluorescence imaging of the ocular fundus of a subject's eye and a second area that is in a position that corresponds to the first area and that is one part of a second ocular fundus image that is obtained by autofluorescence imaging of the ocular fundus of the subject's eye at a time that differs from the time at which the first ocular fundus image is captured; and a conversion means that converts the gradation of at least one of the first and second ocular fundus images on the basis of the pixel values of the first and second areas.

(57) 要約: 本発明の目的の一つは、ユーザーが眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域をリポフスチンの経時変化がある領域として誤診断してしまうことを低減することである。そこで、本発明に係る画像処理装置は、被検眼の眼底を自発蛍光撮影して得た第1の眼底画像の一部である第1の領域と、該第1の眼底画像とは異なる時間に該眼底を自発蛍光撮影して得た第2の眼底画像の一部であり且つ該第1の領域

に対応する位置にある第2の領域とを決定する決定手段と、前記第1及び第2の領域の画素値に基づいて、前記第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する変換手段と、を有する。

明 細 書

発明の名称：画像処理装置及び画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は画像を処理する画像処理装置及び画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、眼底の自発蛍光撮影（F A F : Fundus Auto-Fluorescence）注目されている。自発蛍光撮影は、約550nm付近の光を励起光として眼底に照明し、約640nm付近の光をリポフスチンによる自発蛍光として受光することが、特許文献1に開示されている。ユーザーは、この受光による得た眼底画像を用いてリポフスチンを確認することにより、加齢黄斑変性等の早期発見が可能である。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2006-247076号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ここで、リポフスチンが黄斑付近に局所的に蓄積されると、加齢黄斑変性になる可能性が高い。このため、リポフスチンの経時変化を確認することが重要である。このとき、複数の眼底画像を異なる時間に撮影する際に撮影光量を同じにしても、リポフスチンの自発蛍光が小さいため、眼底に対する照明状態が少しでも異なると、該複数の眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域の強度が大きく異なってしまう可能性がある。これでは、ユーザーは眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域をリポフスチンの経時変化がある領域として誤診断してしまう可能性がある。

[0005] 本発明の目的の一つは、ユーザーが眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域をリポフスチンの経時変化がある領域として誤診

断してしまうことを低減することである。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明に係る画像処理装置は、

被検眼の眼底を自発蛍光撮影して得た第1の眼底画像の一部である第1の領域と、該第1の眼底画像とは異なる時間に該眼底を自発蛍光撮影して得た第2の眼底画像の一部であり且つ該第1の領域に対応する位置にある第2の領域とを決定する決定手段と、

前記第1及び第2の領域の画素値に基づいて、前記第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する変換手段と、を有する。

発明の効果

[0007] 本発明によれば、被検眼の眼底を異なる時間に自発蛍光撮影して得た複数の眼底画像において、例えば、血管等のように比較的リポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域を用いて、該複数の眼底画像の階調を合わせることができる。これにより、被検眼の眼底を異なる時間に自発蛍光撮影して得た複数の眼底画像において、例えば、リポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域の階調を合わせることができる。このため、ユーザーが眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域をリポフスチンの経時変化がある領域として誤診断してしまうことを低減することができる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]第1の実施形態の全体構成の一例を表す概略図

[図2]第1の実施形態の位置合わせとピント合わせに関する図

[図3]第1の実施形態の画像階調変換処理フロー図

[図4]第1の実施形態の画像階調変換処理のブロック図

[図5]第1の実施形態の像高に対する画素輝度値に関する図

[図6]第1の実施形態の瞳孔径のシェーディング補正に関する図

[図7]第1の実施形態の抽出部に関する図

[図8]第1の実施形態の階調変換前後の画像輝度に関する図

[図9]第2の実施形態の画像選択時に関する図

[図10]第2の実施形態の画像選択時に関する図

[図11]第2の実施形態の画像情報表示フロー図

[図12]第2の実施形態の画像情報表示のブロック図

[図13]第2の実施形態のROI選択に関する図

[図14]第2の実施形態の時系列変化表示に関する図

発明を実施するための形態

[0009] 本実施形態に係る画像処理装置は、まず、被検眼の眼底を自発蛍光撮影して得た第1の眼底画像（第1の画像の一例）の一部である第1の領域を決定する決定手段を有する。また、決定手段は、該第1の眼底画像とは異なる時間に該眼底を自発蛍光撮影して得た第2の眼底画像（第2の画像の一例）の一部であり且つ該第1の領域に対応する位置にある第2の領域を決定する。また、本実施形態に係る画像処理装置は、該第1及び第2の領域の画素値（特微量の一例で、輝度分布等）に基づいて、該第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する変換手段を有する。なお、決定手段は、第1及び第2の眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域、例えば、眼底の血管を含む領域を第1及び第2の領域として決定することが好ましい。

[0010] すなわち、本実施形態に係る画像処理装置は、被検眼の眼底を異なる時間に自発蛍光撮影して得た第1及び第2の眼底画像の一部であり且つ互いに対応する位置である第1及び第2の領域の画素値に基づいて、該第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する。

[0011] このとき、被検眼の眼底を異なる時間に自発蛍光撮影して得た複数の眼底画像において、例えば、血管等のように比較的リポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域を用いて、該複数の眼底画像の階調を合わせることができる。これにより、被検眼の眼底を異なる時間に自発蛍光撮影して得た複数の眼底画像において、例えば、リポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域の階調を合わせることができる。このため、ユーザーが眼底画像におけるリ

ポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域をリポフスチンの経時変化がある領域として誤診断してしまうことを低減することができる。

[0012] ここで、リポフスチンは血管付近で代謝され易いが、血管の少ない黄斑付近には蓄積され易い。このため、血管の奥側を含む血管付近のリポフスチンは経時変化が比較的小さい。また、視神経乳頭付近も血管が集まっているため、視神経乳頭付近のリポフスチンも経時変化が比較的小さい。このため、上記決定手段は、第1及び第2の領域として、眼底の血管や視神経乳頭を含む画像を決定することが好ましい。

[0013] なお、被検眼の眼底以外の被検査物にも適用可能である。すなわち、異なる時間に撮影して得た画像において、例えば、リポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域の階調を合わせることで、ユーザーが、リポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域をリポフスチンの経時変化がある領域として誤診断してしまうことを低減できれば良い。

[0014] ここで、本実施形態に係る画像処理装置は、第1及び第2の領域の画素値に基づいて第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の画素値を補正する係数を取得する係数取得手段を更に有することが望ましい。また、本実施形態に係る画像処理装置は、該係数を用いて第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の画素値を補正する補正手段を更に有することが望ましい。これにより、上記変換手段が、該補正された画素値に基づいて、第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換することができる。また、上記変換手段が、第1の領域の画素値が第2の領域の画素値になるように、第1の眼底画像の階調を変換することが好ましい。また、変換手段が、第1及び第2の領域の画素値が所定の画素値になるように、第1及び第2の眼底画像の階調を変換することが好ましい。上記変換手段は、第1及び第2の領域の画素値が略等しくなるように、第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換できれば良い。

[0015] また、上記変換手段は、第1及び第2の領域の特徴量に基づいて、第1及

び第2の画像のうち少なくとも一つの画像の特徴量を変換しても良い。このとき、上記決定手段は、第1及び第2の領域の輝度分布（特徴量の一例）に基づいて、階調変換特性を決定しても良い。これにより、上記変換手段は、該決定された階調変換特性を用いて、第1及び第2の画像のうち少なくとも一つの画像の輝度分布を変換することができる。

[0016] 以下、本発明を実施するための形態について、図面を用いて説明する。

[0017] （第1の実施形態）

図1は、本実施形態における眼科撮影装置の構成図である。なお、本実施形態における眼科撮影装置は、2次元センサ等により眼底を撮影する眼底カメラ、眼底に対して光を走査する走査手段を有するOCT装置やSLO装置等が好適に用いられる。ただし、本実施形態における眼科撮影装置は、被検眼を撮影する撮影装置であれば何でも良いし、また、被検眼以外の被検査物を撮影する場合は、内視鏡等の医療用の撮影装置であれば何でも良い。

[0018] まず、本実施形態における眼科撮影装置において、観察用光源1から被検眼Eの前方の対物レンズ2に至る光路上には、コンデンサレンズ3、撮影用光源4、ミラー5、リング状の開口を有する絞り6、リレーレンズ7、孔あきミラー9が順次に配列されている。更に、絞り6とリレーレンズ7の間には、波長選択手段の一例である自発蛍光エキサイタフィルタ10が光路に挿脱自在に配置され、これらにより照明光学系が構成されている。なお、自発蛍光エキサイタフィルタ10は、例えば、約475nmから約615nmの範囲の波長帯域、より好ましくは、約530nmから約580nmの範囲の波長帯域の光を透過させる。また、自発蛍光エキサイタフィルタ10は、これらの波長帯域以外の波長の光をカットすることが好ましい。ここで、自発蛍光エキサイタフィルタ10は、自発蛍光観察撮影時に（不図示の選択手段により複数の撮影モードから自発蛍光撮影モードが選択された場合に）、照明光学系の光路に挿入される。また、自発蛍光エキサイタフィルタ10は、カラー撮影時には照明光学系の光路から退避される。なお、被検眼に照射する測定光を走査する走査手段の一例であるガルバノミラーや共振スキャナを

有するSLO装置の場合には、レーザ光源を切り替えることにより、自発蛍光用の波長の光を用いる構成でも良い。

[0019] また、孔あきミラー9の通過方向の光路上には、合焦レンズ11、撮影レンズ12、カラー撮影ユニット13が配列されている。また、撮影レンズ12とカラー撮影ユニット13の間には、自発蛍光励起光を遮断し蛍光を選択的に透過する自発蛍光バリアフィルタ14（波長選択手段の一例）が光路に挿脱自在に配置され、観察撮影光学系が構成されている。カラー撮影ユニット13は撮像素子15、三色分解カラーフィルタ16を有している。なお、自発蛍光バリアフィルタ14は、例えば、約640nm付近の波長帯域の光を透過させ、この波長帯域以外の波長の光をカットすることが好ましい。特に、自発蛍光バリアフィルタ14は、リポフスチンを励起する励起光の波長（例えば、約530nmから約580nmの範囲の波長帯域）の光をカットすることが好ましい。ここで、自発蛍光バリアフィルタ14は、自発蛍光撮影時に（不図示の選択手段により複数の撮影モードから自発蛍光撮影モードが選択された場合に）、観察撮影光学系の光路に挿入される。また、自発蛍光バリアフィルタ14は、カラー撮影時には、観察撮影光学系の光路から回避される。

[0020] また、撮像素子15の出力は、画像信号処理部21を介してシステム制御部22に接続されている。また、画像信号処理部21には表示部23が接続され、被検眼Eの観察画像が表示され、被検眼Eの観察を行うようにされている。また、システム制御部22には、画像記録部24、操作スイッチ部25が接続されて、眼底カメラ全体の制御系が構成されている。なお、これらの眼科システムは、個々のブロックが有線や無線で通信可能に接続されている。

[0021] カラー画像撮影時には、観察用光源1を出射した光束はコンデンサレンズ3、撮影用光源4を通りミラー5で反射される。ミラー5での反射光は、絞り6、リレーレンズ7を通り孔あきミラー9の周辺で反射し、対物レンズ2を通り被検眼Eの眼底Erを可視光で照明する。このとき、自発蛍光エキサイ

タフィルタ 10 は照明光学系から離脱している。

[0022] 眼底Erからの反射光は、対物レンズ2、孔あきミラー9の孔を通り、合焦レンズ11、撮影レンズ12を通過し、撮像素子15上に結像する。このとき、自発蛍光バリアフィルタ14は眼底観察撮影光学系から離脱しているため、眼底Erの反射光がそのまま表示部23で眼底像として観察できる。

[0023] 検者はこの眼底像を見ながら、不図示の位置合わせ指標と操作部により、装置を前後、左右、上下に移動して被検眼Eに対しての位置合わせを行い、更にフォーカス合わせ用指標を用いて、合焦レンズ11を移動することによりフォーカス合わせを行う。

[0024] 図2は眼底像Er'の表示部23における観察状態を示している。図2(a)は位置合わせとフォーカス合わせが完了していない状態で、位置合わせサークルCと位置合わせ指標Wがずれておりフォーカス合わせ用指標Pもずれている状態を表している。図2(b)は位置合わせとフォーカス合わせが完了している状態で、位置合わせサークルCと位置合わせ指標Wが一致し、フォーカス合わせ用指標Pが一直線になった状態を表している。

[0025] 検者は眼底像Er'の位置合わせ及びフォーカス合わせの終了後に、操作スイッチ部25の撮影スイッチを押すことにより、システム制御部22が撮影用光源4を発光する。撮影用光源4を出射した光束は、観察用光源1の光束と同様の経路で眼底Erを照明し、照明された眼底Erの反射光は、観察時と同様に撮像素子15上に結像する。結像した眼底像Er'の画像データは、画像信号処理部21、システム制御部22を経て、画像記録部24にカラー画像として保存され、表示部23には眼底像Er'が表示される。

[0026] 自発蛍光観察時には、自発蛍光エキサイタフィルタ10が照明光路中に挿入される。観察用光源1を出射した光束は、コンデンサレンズ3、撮影用光源4を通りミラー5で反射される。ミラー5での反射光は、絞り6、自発蛍光エキサイタフィルタ10を通り、孔あきミラー9の周辺で反射し、対物レンズ2を通り眼底Erを可視光で照明する。

[0027] 照明された眼底Erの反射光は、瞳Ep、対物レンズ2、孔あきミラー9の

孔を通り、合焦レンズ 11、撮影レンズ 12 を通過し、撮像素子 15 に結像する。このとき、自発蛍光バリアフィルタ 14 は眼底観察撮影光学系から離脱しているため、自発蛍光エキサイタフィルタ 10 を透過した波長光による眼底 E_r の反射光を眼底像 E_r' として観察できる。

[0028] 検者はこの眼底像 E_r' を見ながら、図 2 で説明したと同様に位置合わせ指標 W により、装置の被検眼 E に対する位置合わせを行い、フォーカス合わせ用指標 P によりフォーカス合わせを行う。

[0029] 検者は眼底像 E_r' の位置合わせ及びフォーカス合わせの終了後に、操作スイッチ部 25 の撮影スイッチを押すことにより、システム制御部 22 は自発蛍光バリアフィルタ 14 を眼底観察撮影光学系に挿入し、撮影用光源 4 を発光する。撮影用光源 4 を出射した光束は、観察用光源 1 の光束と同様の光路を経て自発蛍光エキサイタフィルタ 10 を透過した波長光により眼底 E_r を照明する。照明された眼底 E_r の反射光は、瞳 E_p 、対物レンズ 2、孔あきミラー 9 の孔を通り、合焦レンズ 11、撮影レンズ 12 を通過し、自発蛍光バリアフィルタ 14 により自発蛍光エキサイタフィルタ 10 を透過した波長光を遮断する。これにより、眼底像 E_r' の蛍光のみが通過して、撮像素子 15 に結像する。

[0030] 結像した眼底像 E_r' は画像信号処理部 21 でモノクロ化され、システム制御部 22 を経て画像記録部 24 にモノクロ画像として保存され、表示部 23 にはモノクロ化された眼底像 E_r' が表示される。なお、画像信号処理部 21 は、撮像素子 15 からの信号を処理せずに、システム制御部 22 や表示部 23 との間の信号を転送するだけの機能を有していても良い。この場合、画像信号処理部 21 とシステム制御部 22 は、例えば、画像処理装置として一体に構成されても良い。

[0031] 次に、本実施形態の特徴的な第一の領域の輝度情報に基づく画像輝度階調変換について図 3 から図 8 を用いて説明する。ここで、本実施形態において、画像階調変換開始部 401、領域抽出部 402、画像階調変換部 403、画像階調変換終了部 404 は、画像処理装置の一例であるシステム制御部 2

2の内部における機能ブロックである。なお、これらの機能ブロックの少なくとも一つが画像信号処理部21等の外部における機能ブロックであっても良い。また、これらの機能ブロックは、システム制御部22が有するCPUと後述のフロー図を実行するプログラムを記憶するメモリとにより実現される。

[0032] 図3、図4は各々撮影画像の階調を変換するフロー図とブロック図である。画像階調変換開始部401が画像記憶部24に記憶された第一の画像Aと同一眼で撮影日時の異なる第二の画像Bに対して階調を調整するフローを開始する(S301)。次に、決定手段の一例である領域抽出部402が第一の画像Aの第一の領域 α を抽出し、連動して該第一の領域に対応する第二の画像Bの第二の領域 β を抽出する(S302)。ここで、第一の領域は眼底像Er'の血管に相当する画像領域であることが望ましい。これは、自発蛍光画像において一般的に血管部は血管による自発蛍光エキサイタフィルタ10を透過した波長光の吸収があり、血管部は自発蛍光を示さないからである。また対応する領域とは眼底像Er'において眼底パターン特定手段を用いて基準位置を決定し、基準位置を原点とし、画像の回転、移動を考慮して画像上のx軸y軸を設定し、原点からx座標とy座標が等しいところを同一箇所とする。ここで、基準位置とは眼底画像の乳頭部や血管部などであり、例えば血管部を基準位置とする場合であれば特開平5-253215号公報などの例が挙げられる。

[0033] ただし、被検眼の瞳孔Epが十分に散瞳しており、アライメントも十分に合わせた状態での撮影により図5の眼底像において、例えば501での像高に対する輝度情報が(a)ではなく(b)の様に像高に対して輝度が一定の画像で、シェーディング(周辺部が中央部より暗くなる状態)が発生していない画像であれば、第二の領域は第一の領域と異なる領域を抽出しても良い。なぜならば、(a)の様にシェーディングが存在する場合、抽出する第一の領域は像高により輝度差が存在する。このとき、階調変換により中央部の輝度を合わせたと仮定すると像高に対する輝度(a')は中央部ではよく一致するが診断可能領域は中央部の限定的な領域となる。従って図5(a)の様な場合には診断する領域

は限定的となるため第一の領域 α と第二の領域 β はそれぞれ対応する領域である必要がある。しかしながら、(b)の様に像高に対する輝度が一様であればどの像高においても第一の領域の輝度が均一なため第二の領域は必ずしも第一の領域に対応する位置でなくても良い。また、(b)を階調変換した(b')の様な場合は周辺部まで輝度が良く一致しているため画像全領域が診断可能領域となる。

[0034] ここで、第一の領域 α は血管部が望ましいが、図7で示す(a)～(g)の抽出例でも良い。(a)は撮影した眼底像Er'の血管に相当する血管部を含む画像領域701を検者が指定し、該指定された画像領域701から前記第一の領域を抽出する抽出部が撮影した眼底像Er'の血管に相当する血管部を抽出する例を示す。これはユーザーが第一の領域を自由に選択できることで解析の自由度が増す効果が考えられる。(b)は、撮影した眼底像Er'の血管に相当する血管部を前記第一の領域抽出部が自動で抽出する例を示す。これはユーザーが第一の領域を選択する必要がなく、解析時間の短縮、ユーザーが非熟練者の場合は診断支援効果が考えられる。

[0035] また、選択する血管形状は、(c)、(d)の様であっても良い。(c)は、抽出する血管に交差部が無く一本の血管部である例を示している。これは選択する第一の領域が血管であれば抽出できる例を示している。また、(d)は、抽出する血管が交差している例を示している。これは自動で抽出する場合に検出しやすく、また手動で選択し、抽出する場合にも同一箇所をユーザーが選択しやすい効果が考えられる。また、(e)～(g)の様に撮影した眼底像Er'の乳頭に相当する乳頭部(e)、黄斑に相当する黄斑部(f)、健常な神経線維層に相当する健常神経線維層部(g)を抽出しても良い。(e)、(f)は多くの場合円形で眼底画像内では特徴的な部位であるためユーザーが選択しやすい効果が考えられ、(g)は抽出する領域が自由に選択できる効果が考えられる。

[0036] 次に、変換手段の一例である画像階調変換部403が、係数算出手段を用いて第一の領域 α と第二の領域 β が所望の輝度になる係数を算出し、前記係数を用いて第一の画像Aの階調と第二の画像Bの階調とのうち少なくとも一

方を階調変換する(S303)。図8に、階調変換を行った際のヒストグラムの例を示す。(a)のヒストグラムでは第一の領域 α と第二の領域 β の両輝度が所望の輝度になるように画像階調処理部403が第一の画像Aと第二の画像Bとを階調変換し、(a')のヒストグラムとなる例を示す。(b)のヒストグラムでは第一の領域 α が第二の領域 β の輝度になるように画像階調処理部403が第一の画像Aを階調変換し、(b')のヒストグラムとなる例を示す。続いて、不図示の表示制御部が、第一の画像Aを階調変換した画像A'と第二の画像Bを階調変換した画像B'をディスプレイやモニタ等の表示部23に表示させる。このとき、表示制御部は、第一の領域 α が抽出された場合に、第二の画像Bに第二の領域 β を示す表示形態を重ね合わせて表示部23に表示させる。最後に画像階調変換終了部404が画像階調変換を終了する(S304)。

[0037] なお、上述した階調変換を行う以外に、第一の画像Aと第二の画像Bにおいてシェーディング補正を行っても良い。なお、図6は、被検眼Eの瞳孔径によるシェーディングを補正する図を示している。一般的に、被検眼Eの眼底Erを撮影した際、被検眼Eの瞳孔径が小さい場合、光束がケラレて画像の周辺部にシェーディングが発生することが知られている。シェーディングが発生した際の画像の像高に対する画像輝度は図6(a)の603に対して602のようになっており、中心部に対して像高の高いところでは輝度が低下してしまう。このため、例えば、不図示の補正部が、前眼部の観察時に、被検眼Eの前眼部画像から瞳孔径(601)を抽出し、該抽出された瞳孔径に基づいて予想されるシェーディングを算出して補正しても良い。

[0038] (第2の実施形態)

次に、第2の実施形態について、図9から図14を用いて詳細に説明する。本実施形態は、第一の画像Aと第二の画像Bの選択の方法と表示の方法に関する。なお、本実施形態は、第1の実施形態における眼科撮影装置に対して、プログラム(フロー)の一部が異なるが、装置構成は同じである。

[0039] (画像の選択画面)

まず、図9では、階調変換を行う画像の選択方法は前記記憶手段により記

憶された画像を撮影日時毎に横に並べ、その中から第一の画像Aと第二の画像Bをマウスやタッチパネル等で選択することができる。ここで選択する画像は第三の画像C、第四の画像Dがあっても良い。これは比較する画像が複数存在する場合や、経時変化を確認する際にデータ数を増やすことができる効果がある。また、選択方法は複数の画像が時間的に奥行き方向に並んでおり、その中から選択した第一の画像Aが例えば右側に飛び出し表示される図10の様であっても良い。ここで、図10は、撮影日時毎に前後に画像が並び、その中から選択できる。これは撮影画像が多くなった場合でも画像を大きく表示でき、大きく撮影日時の異なる画像も選択しやすい利点がある。

[0040] (階調処理画像を表示するフロー)

図11と図12は選択された第一の画像Aと第二の画像Bに対して第一の実施形態に記載の眼科撮影装置と同等の画像処理を行った画像A'と画像B'を表示するためのフロー図、ブロック図を示す。まず、画像情報表示開始部1201が画像情報表示を開始する(S1101)。次に、ROI選択部1202が、表示部23に表示された画像A'と画像B'でROIの選択を行う(S1102)。このとき、図13の様に、ユーザーが一方のROIを指定すると、他方も連動して指定されたROIに対応するROIが選択される。続いて、画像情報作成部1203が、ROI内の画像情報を作成する(S1103)。例えば、不図示のカラーマップ作成部が、指定されたROI内の輝度ごとに色をつけたカラーマップを作成する。これにより、ROI内の微妙な変化を見易くすることができる。

[0041] また、不図示の表示制御部がROI内の画像情報をディスプレイやモニタ等の表示部23に表示させる。ここで、表示例を図14に示す。表示例では上記の画像情報をまとめたレポート情報が表示される。具体的には、患者ID(Patient ID)や、性別、疾患名、解析を行った日(Date)、前記抽出手段で抽出した第一の領域 α 、第二の領域 β の各々の位置や輝度値、前記係数算出手段で求めた係数といった階調変換時の情報などが表示される。これにより、医師が通常の診断に用いる情報に加え、次回に同様の画像処理を行いやすくす

るための情報を提供することができる。

[0042] また、表示画面 23 では撮影した画像の撮影日が画像の上方位置に表示される。すなわち、表示制御部は、眼底を異なる時間に自発蛍光撮影して得た第 1 及び第 2 の眼底画像の撮影日に基づいて、複数の眼底画像を時系列に 3 次元表示（時間軸に沿って並べて表示）させる。また、疾患部の時系列変化を表すための例として、階調変換後の血管部の輝度を基にして、ROI を選択された画像中で古い情報に対して、下記の各々の領域の時系列変化を示す折れ線グラフを表示させても良い。この領域は、例えば、血管部の輝度のうち高い輝度領域を過蛍光領域、血管部の輝度のうち低い輝度領域を低蛍光領域、その間の輝度領域を正常蛍光領域として特定される。最後に、画像情報表示終了部 1204 が画像情報表示を終了する(S1104)。

[0043] （別の本実施形態に係る眼科撮影装置）

なお、別の本実施形態に係る眼科撮影装置は、第一の領域の画像情報を用いて所望の輝度に階調変換することで撮影時の条件により発生した画像の輝度差が補正可能である。また、第一の領域の輝度を所望の輝度に階調変換することで、変換後の画像において自発蛍光を示さない血管部の輝度を基にして例えば血管部輝度のより高い輝度領域を過蛍光領域、血管部輝度以下の領域を低蛍光領域、その間の輝度領域を正常蛍光領域と推定される。また、この眼科撮影装置は輝度の階調による表色表示をすることで、疾患領域の変化を描写でき、疾患部の形状を把握することが可能である。また、別の本実施形態に係る眼科撮影装置における第一の領域抽出は手動でも自動でも可能である。手動で行う場合、ユーザーが所望する画像領域を第一の領域に指定でき、解析の自由度が向上するという利点がある。これは特にユーザーが熟練者である場合などに有効である。他方、自動で行う場合には省力化を図れるとともに、ユーザーが非熟練者である場合などには診断支援のツールとして特に有効である。また、ROI (Region of Interest : 関心領域) を選択することにより、ユーザーが関心のある疾患部の情報を表示することができる。このため、診断の時間を短縮することが可能である。また、別の本実施形態

に係る眼科撮影装置は、画像中の特徴点の位置を一致させるようにして同一眼底像の複数の画像を位置合わせするとともに、１枚の画像の第一の領域とROIを指定し、この第一の領域と画像の位置合わせ結果とに基づいて第一の領域に対応する他の画像の第二の領域とROIを指定することができる。それにより複数の画像に対して第一の領域を指定するという煩雑な作業を回避でき、作業の省力化を図ることができる。更に、別の実施形態に係る眼科撮影装置は、同一眼の複数の階調補正後の画像において各々対応するROIを指定でき、該ROI内の過蛍光領域、低蛍光領域の画素数を求めて時系列変化情報として表示することができる。このため、ROI内の時系列変化の把握を効果的に支援することが可能であり、診断支援のツールとして特に有効である。

[0044] （その他の実施形態）

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

[0045] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために以下の請求項を添付する。

請求の範囲

- [請求項1] 被検眼の眼底を自発蛍光撮影して得た第1の眼底画像の一部である第1の領域と、該第1の眼底画像とは異なる時間に該眼底を自発蛍光撮影して得た第2の眼底画像の一部であり且つ該第1の領域に対応する位置にある第2の領域とを決定する決定手段と、
- 前記第1及び第2の領域の画素値に基づいて、前記第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する変換手段と、
- を有することを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記決定手段が、前記第1及び第2の眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域を前記第1及び第2の領域として決定することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記決定手段が、前記第1及び第2の眼底画像における前記眼底の血管を含む領域を前記第1及び第2の領域として決定することを特徴とする請求項1または2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記変換手段が、前記第1及び第2の領域の画素値が略等しくなるように前記第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項5] 前記変換手段が、前記第1の領域の画素値が前記第2の領域の画素値になるように前記第1の眼底画像の階調を変換する、または、前記第1及び第2の領域の画素値が所定の画素値になるように前記第1及び第2の眼底画像の階調を変換することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記第1及び第2の領域の画素値に基づいて前記第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の画素値を補正する係数を取得する係数取得手段と、
- 前記係数を用いて前記第1及び第2の眼底画像のうち少なくとも一

つの眼底画像の画素値を補正する補正手段と、を更に有し、

前記変換手段が、前記補正された画素値に基づいて、前記第 1 及び第 2 の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記決定手段により前記第 1 の領域が決定された場合に、前記第 2 の眼底画像に前記第 2 の領域を示す表示形態を重ね合わせて表示手段に表示させる表示制御手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記表示制御手段が、前記第 1 及び第 2 の眼底画像を時間軸に沿って並べて表示させることを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記表示制御手段が、前記第 1 及び第 2 の眼底画像の撮影日に基づいて、前記第 1 及び第 2 の眼底画像を時系列に 3 次元表示させることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記眼底を自発蛍光撮影して得た複数の眼底画像から前記第 1 及び第 2 の眼底画像を選択する選択手段と、

前記第 1 及び第 2 の眼底画像の所定の領域を用いて該第 1 及び第 2 の眼底画像の位置を合わせる位置合わせ手段と、を更に有し、

前記変換手段が、前記位置合わせされた前記第 1 及び第 2 の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項11] 前記被検眼の前眼部画像の瞳孔径に基づいて、前記第 1 及び第 2 の眼底画像のシェーディングを補正する補正手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項12] 被検査物を撮影して得た第 1 の画像の一部である第 1 の領域と、該第 1 の画像とは異なる時間に該被検査物を撮影して得た第 2 の画像の一部であり且つ該第 1 の領域に対応する位置にある第 2 の領域とを決

定する決定手段と、

前記第 1 及び第 2 の領域の特徴量に基づいて、前記第 1 及び第 2 の画像のうち少なくとも一つの画像の特徴量を変換する変換手段と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

[請求項13] 前記第 1 及び第 2 の領域の前記特徴量である輝度分布に基づいて、
階調変換特性を決定する決定手段を更に有し、

前記変換手段が、前記決定された階調変換特性を用いて、前記第 1 及び第 2 の画像のうち少なくとも一つの画像の輝度分布を変換することを特徴とする請求項 1 2 に記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記決定手段が、前記第 1 及び第 2 の眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域を前記第 1 及び第 2 の領域として決定することを特徴とする請求項 1 2 または 1 3 に記載の眼科撮影装置。

[請求項15] 前記決定手段が、前記第 1 及び第 2 の眼底画像における前記眼底の血管を含む領域を前記第 1 及び第 2 の領域として決定することを特徴とする請求項 1 2 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項16] 請求項 1 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置と、前記被検眼の眼底を自発蛍光撮影する眼科撮影装置とが通信可能に接続された眼科システムにおいて、前記眼科撮影装置から送信された眼底画像データを取得する取得手段を更に有することを特徴とする眼科システムにおける画像処理装置。

[請求項17] 被検眼を照明する照明光学系と、
前記照明光学系により照明した前記被検眼からの戻り光に基づいて該被検眼の眼底を撮影する撮影光学系と、
前記眼底を自発蛍光撮影する自発蛍光撮影モードを選択する選択手段と、
前記自発蛍光撮影モードが選択された場合に前記照明光学系と前記撮影光学系とのうち少なくとも一つに挿入する波長選択手段と、

前記撮影光学系により前記眼底を自発蛍光撮影して得た第１の眼底画像の一部である第１の領域と、該第１の眼底画像とは異なる時間に前記撮影光学系により該眼底を自発蛍光撮影して得た第２の眼底画像の一部であり且つ該第１の領域に対応する位置にある第２の領域とを決定する決定手段と、

前記第１及び第２の領域の画素値に基づいて、前記第１及び第２の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する変換手段と、

を有することを特徴とする眼科撮影装置。

[請求項18] 前記波長選択手段は、

前記照明光学系の光路に対して挿脱自在である自発蛍光エキサイタフィルタと、

前記撮影光学系の光路に対して挿脱自在である自発蛍光バリアフィルタと、

を含むことを特徴とする請求項１７に記載の眼科撮影装置。

[請求項19] 前記決定手段が、前記第１及び第２の眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域を前記第１及び第２の領域として決定することを特徴とする請求項１７または１８に記載の眼科撮影装置。

[請求項20] 前記決定手段が、前記第１及び第２の眼底画像における前記眼底の血管を含む領域を前記第１及び第２の領域として決定することを特徴とする請求項１７乃至１９のいずれか１項に記載の画像処理装置。

[請求項21] 被検眼の眼底を自発蛍光撮影して得た第１の眼底画像の一部である第１の領域と、該第１の眼底画像とは異なる時間に該眼底を自発蛍光撮影して得た第２の眼底画像の一部であり且つ該第１の領域に対応する位置にある第２の領域とを決定する工程と、

前記第１及び第２の領域の画素値に基づいて、前記第１及び第２の眼底画像のうち少なくとも一つの眼底画像の階調を変換する工程と、

を有することを特徴とする画像処理方法。

[請求項22] 被検査物を撮影して得た第1の画像の一部である第1の領域と、該第1の画像とは異なる時間に該被検査物を撮影して得た第2の画像の一部であり且つ該第1の領域に対応する位置にある第2の領域とを決定する工程と、

前記第1及び第2の領域の特徴量に基づいて、前記第1及び第2の画像のうち少なくとも一つの画像の特徴量を変換する工程と、

を有することを特徴とする画像処理方法。

[請求項23] 前記第1及び第2の領域の前記特徴量である輝度分布に基づいて、階調変換特性を決定する工程を更に有し、

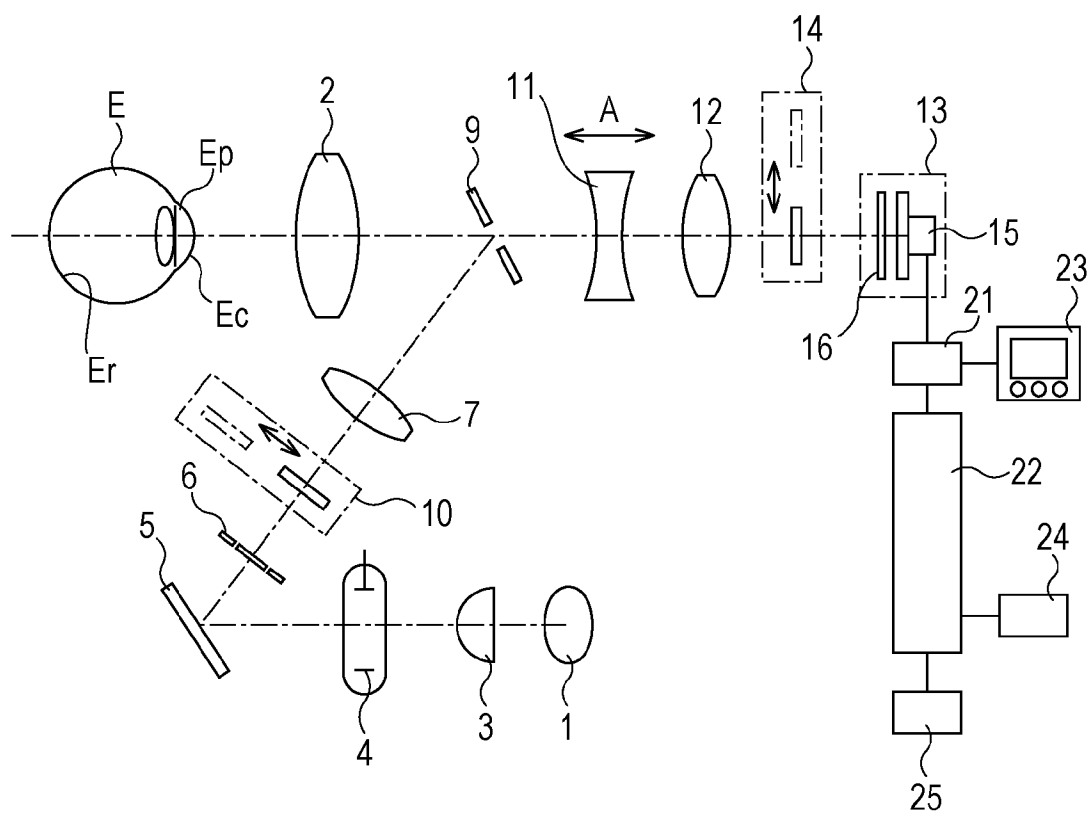
前記変換する工程において、前記決定された階調変換特性を用いて、前記第1及び第2の画像のうち少なくとも一つの画像の輝度分布を変換することを特徴とする請求項22に記載の画像処理方法。

[請求項24] 前記決定する工程において、前記第1及び第2の眼底画像におけるリポフスチンの経時変化の影響を受け難い領域を前記第1及び第2の領域として決定することを特徴とする請求項21乃至23のいずれか1項に記載の画像処理方法。

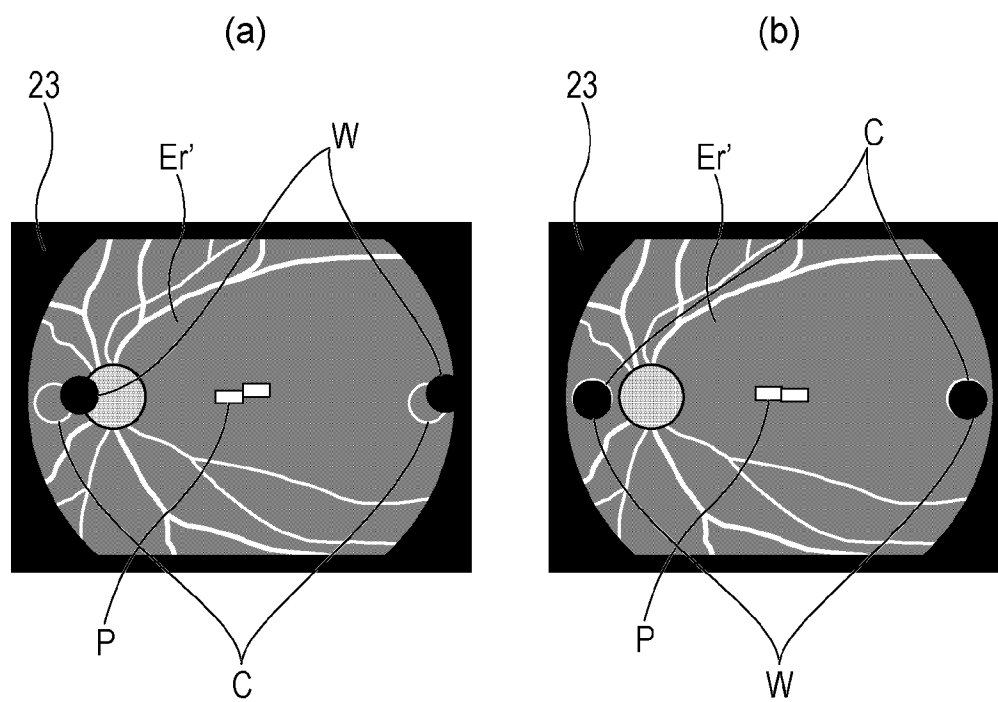
[請求項25] 前記決定する工程において、前記第1及び第2の眼底画像における前記眼底の血管を含む領域を前記第1及び第2の領域として決定することを特徴とする請求項21乃至24のいずれか1項に記載の画像処理方法。

[請求項26] 請求項21乃至25のいずれか1項に記載の画像処理方法の各工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

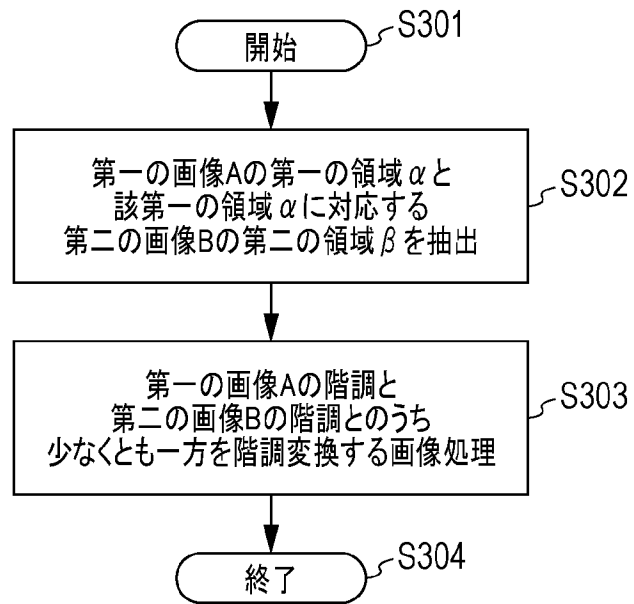
[図1]



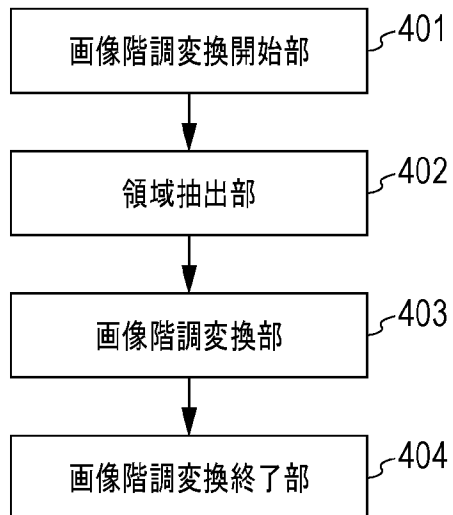
[図2]



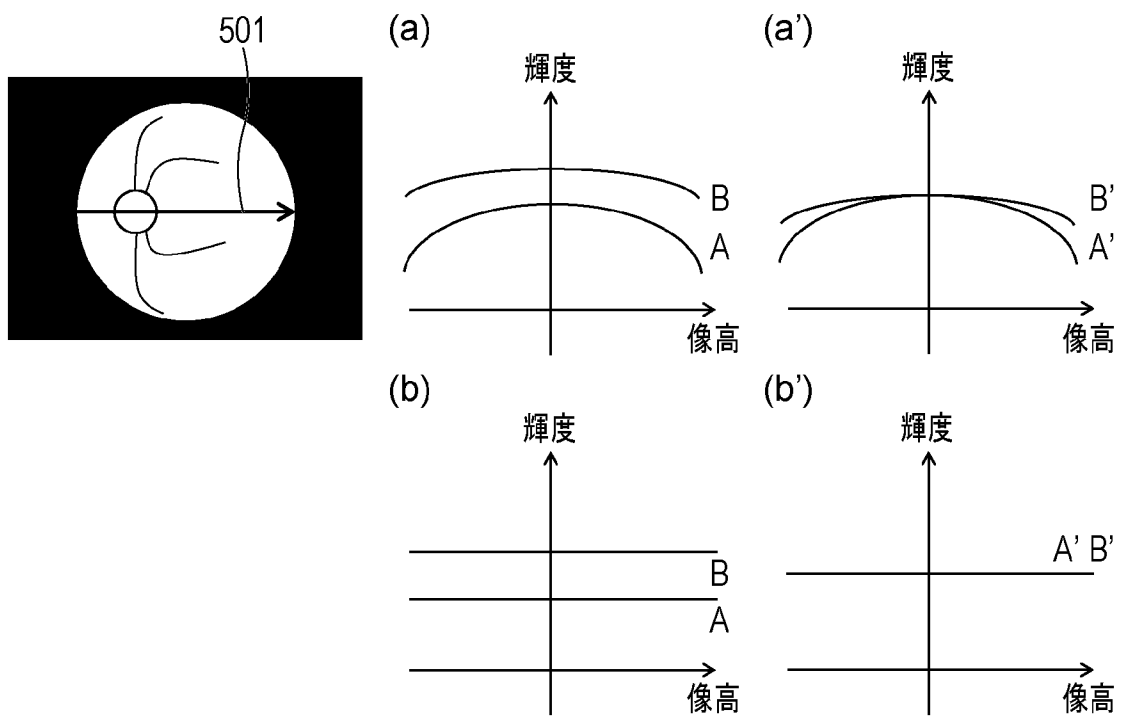
[図3]



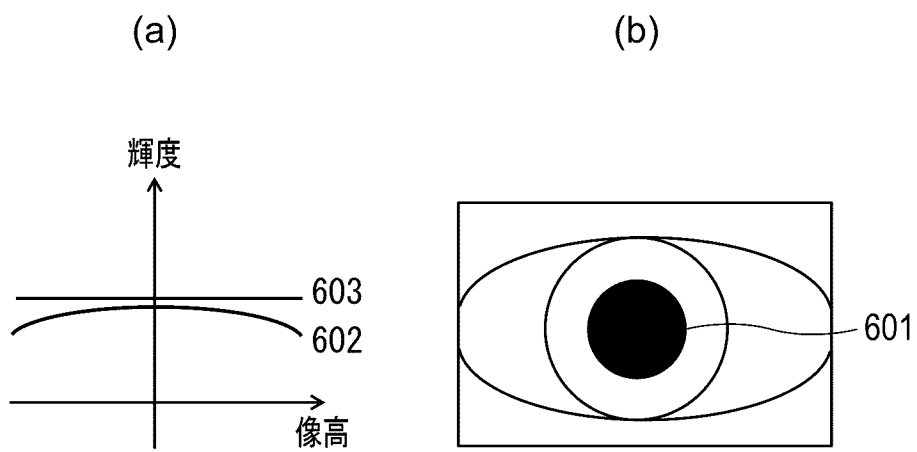
[図4]



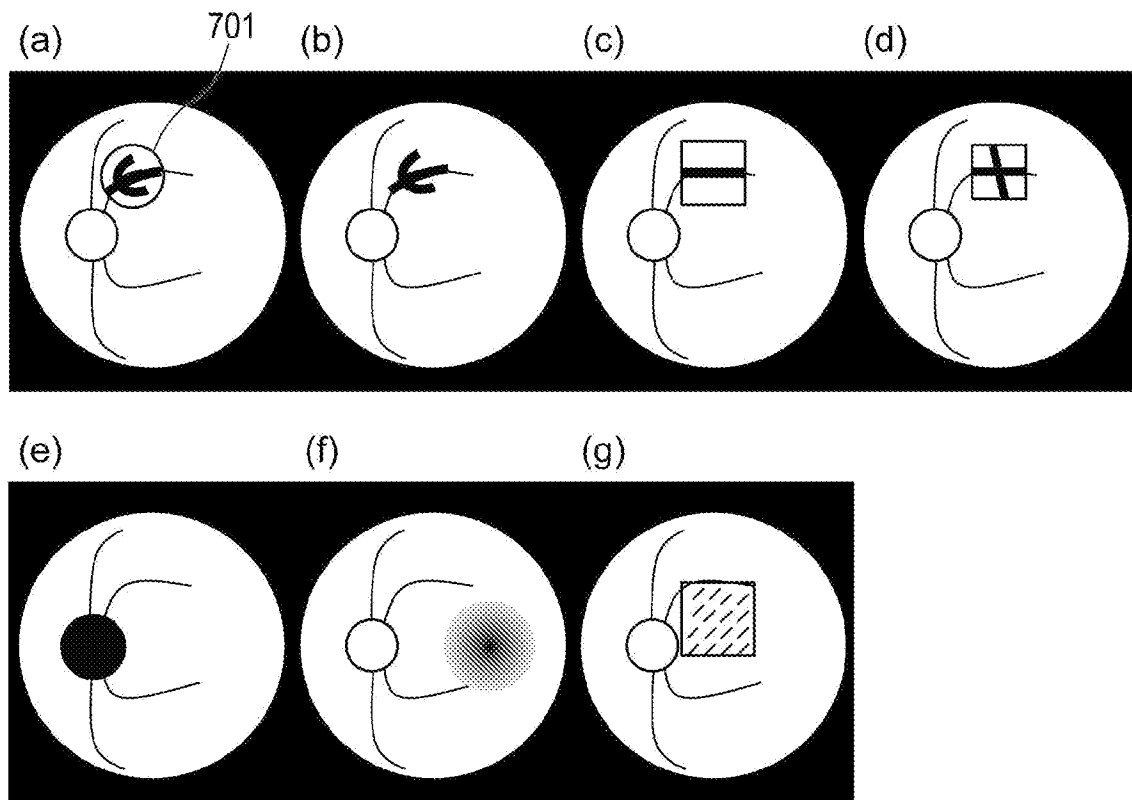
[図5]



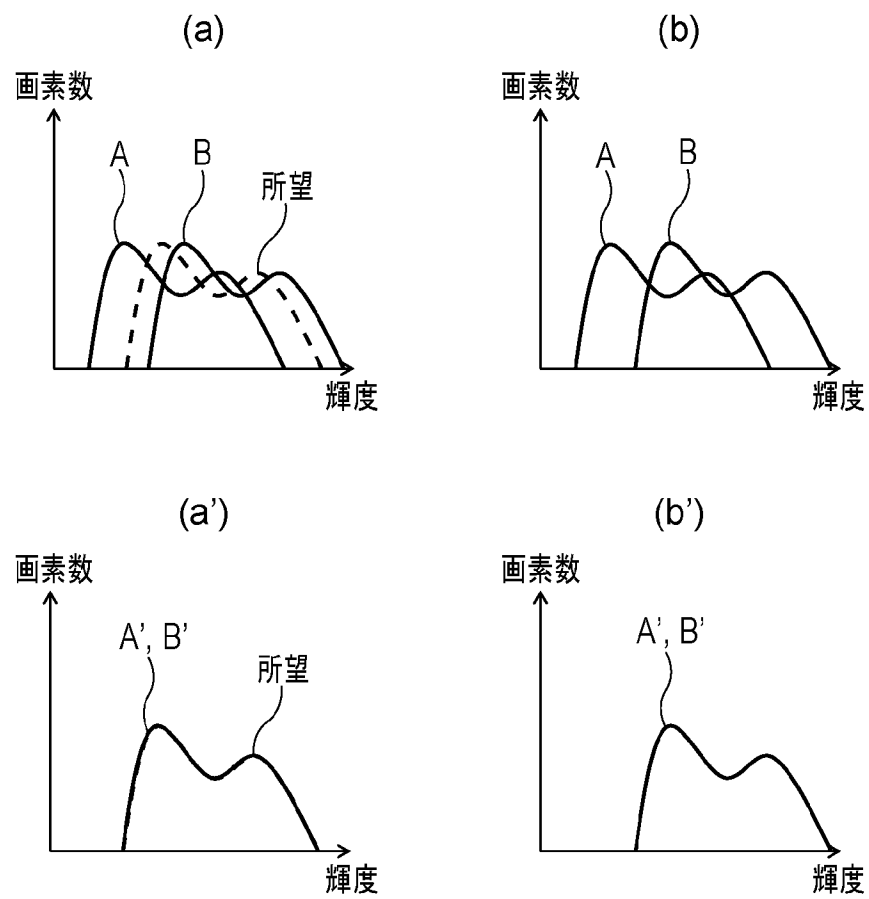
[図6]



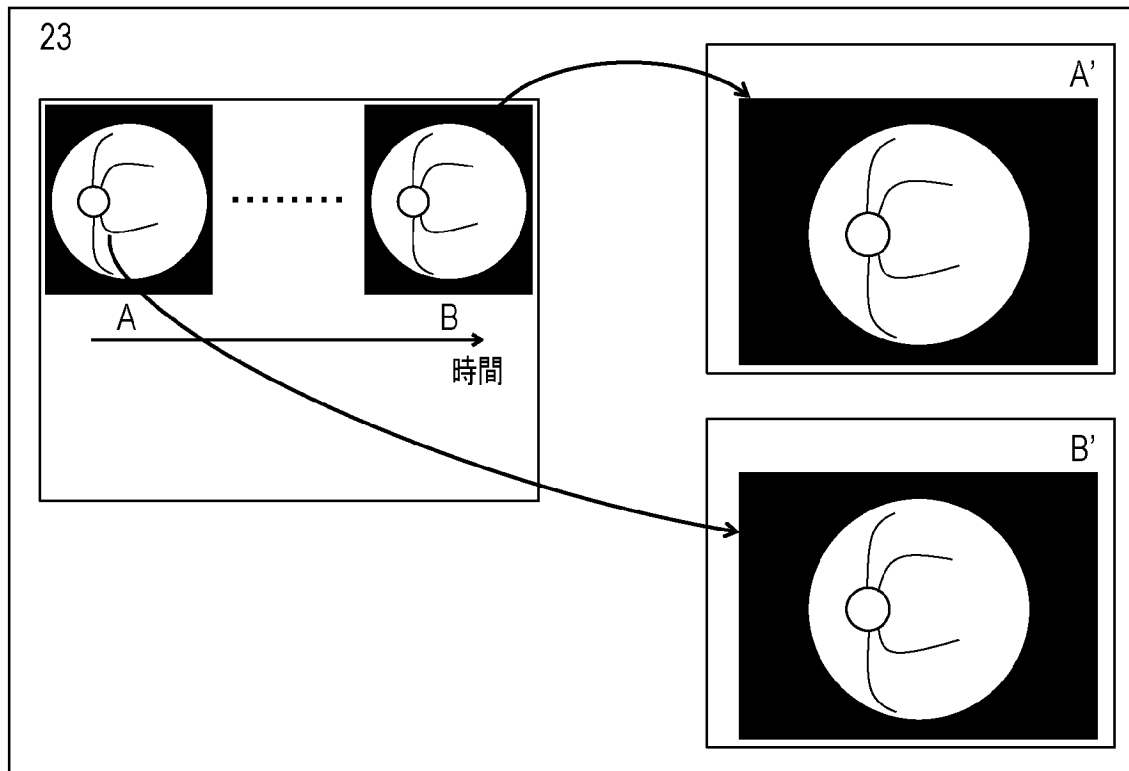
[図7]



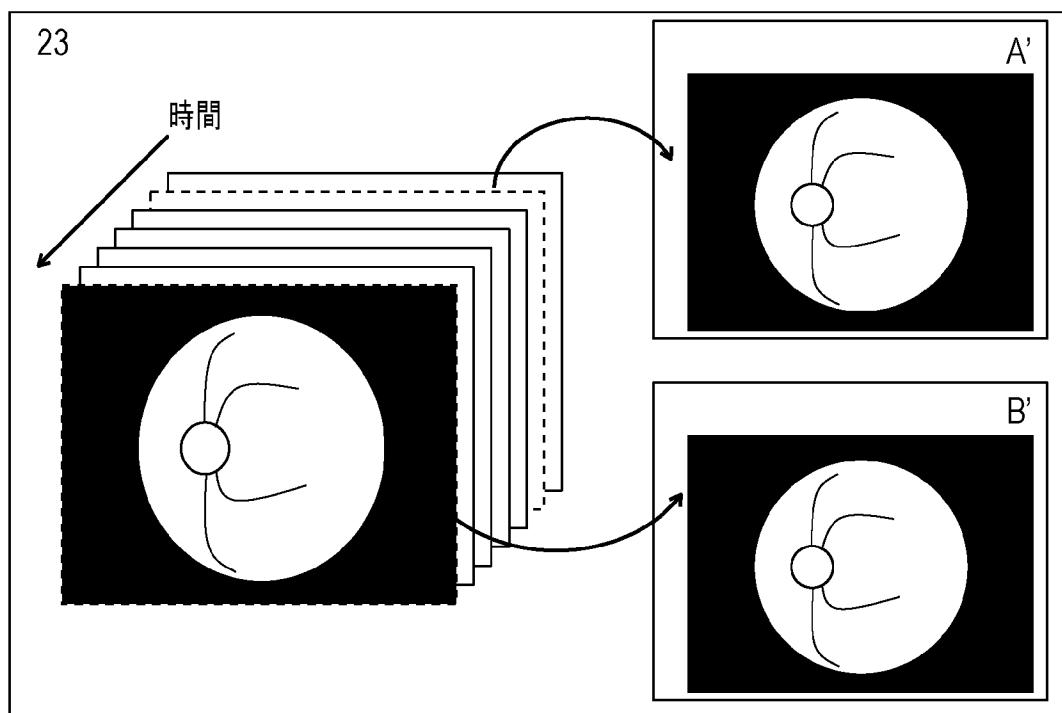
[図8]



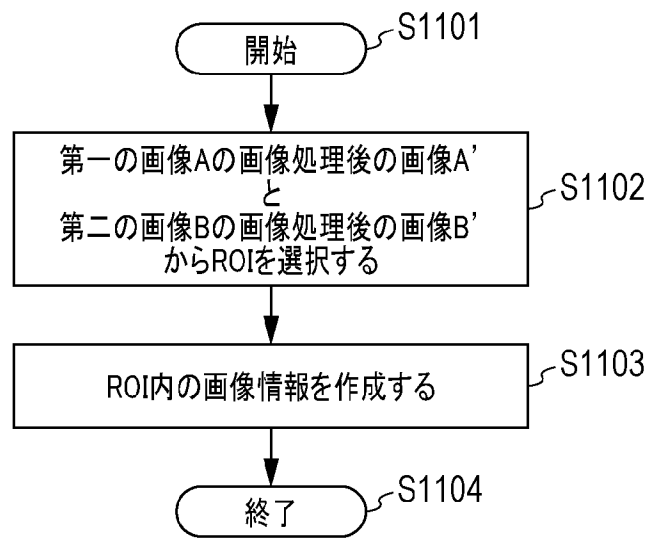
[図9]



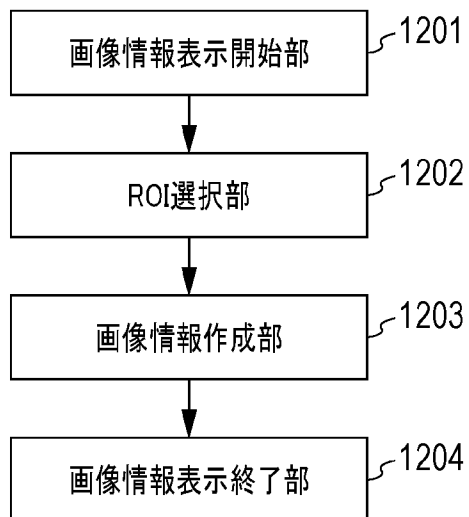
[図10]



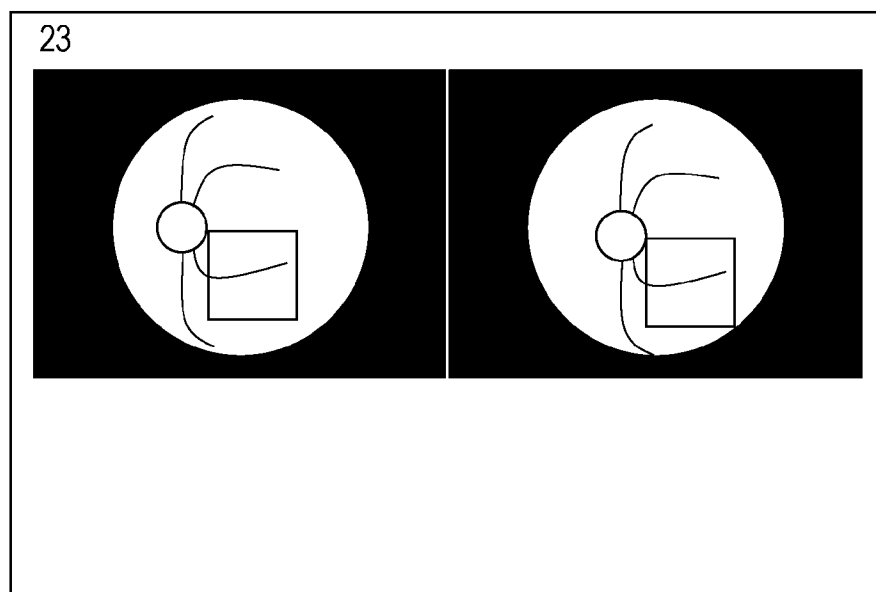
[図11]



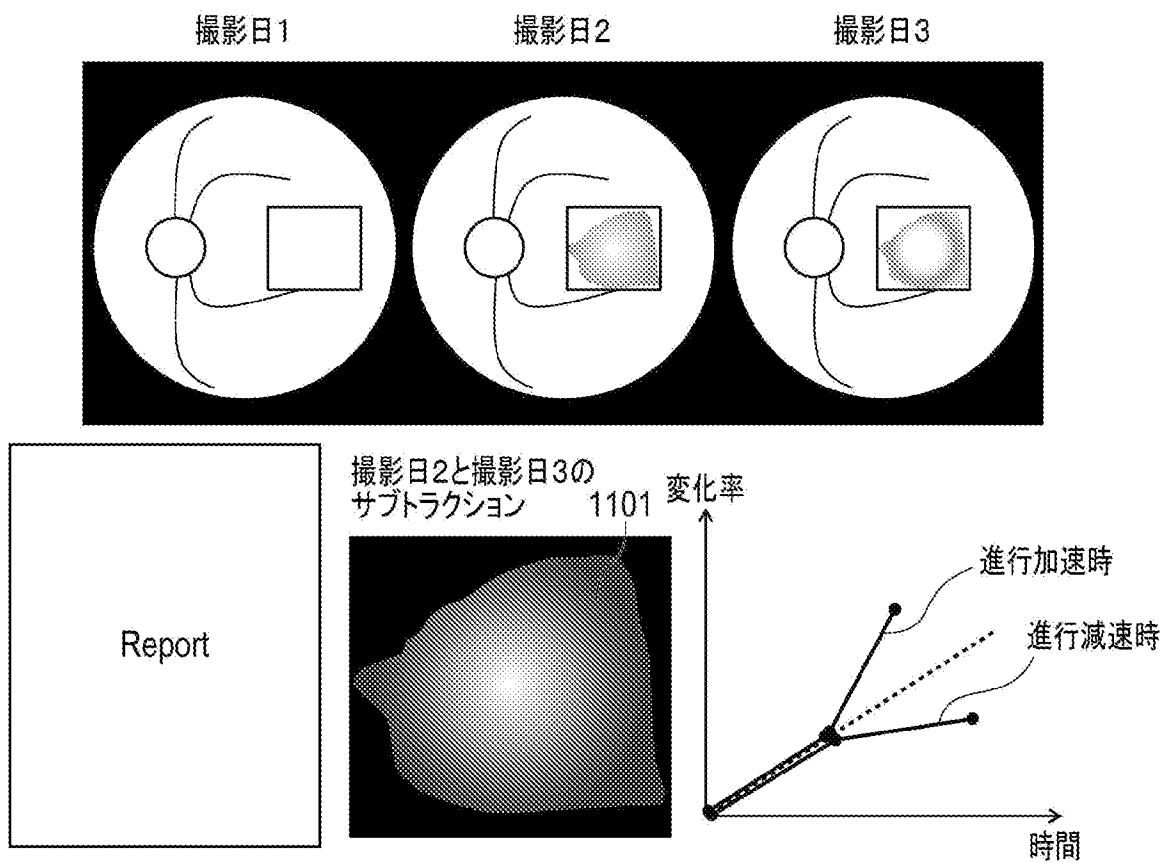
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/067835

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B3/14 (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)

A61B3/14

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y	JP 2010-279536 A (Topcon Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), paragraphs [0001] to [0007], [0045], [0054], [0055], [0063] to [0091], [0147] to [0148]; fig. 2, 8 (Family: none)	1-26
Y	JP 2001-291088 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 19 October 2001 (19.10.2001), paragraphs [0001] to [0003], [0016] to [0024]; fig. 6 (Family: none)	1-26

☒ 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
12 July, 2013 (12.07.13)

Date of mailing of the international search report
30 July, 2013 (30.07.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/067835

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-235807 A (Fujifilm Corp.), 06 December 2012 (06.12.2012), paragraphs [0001] to [0004], [0071] to [0073] (Family: none)	1-26
Y	JP 2003-224775 A (Konica Corp.), 08 August 2003 (08.08.2003), paragraphs [0001], [0056] to [0059] (Family: none)	1-26
Y	WO 2008/044603 A1 (Osaka University, Topcon Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), paragraph [0318] (Family: none)	10,16
Y	JP 2005-342282 A (Canon Inc.), 15 December 2005 (15.12.2005), paragraphs [0028] to [0036]; fig. 8 to 11 (Family: none)	11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B3/14(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. A61B3/14

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
Y	JP 2010-279536 A（株式会社トプコン）2010.12.16, 段落 0001-0007, 0045, 0054, 0055, 0063-0091, 0147-0148, 第2, 8図（ファミリーなし）	1-26
Y	JP 2001-291088 A（ジーイー横河メディカルシステム株式会社） 2001.10.19, 段落 0001-0003, 0016-0024, 第6図（ファミリーなし）	1-26
Y	JP 2012-235807 A（富士フイルム株式会社）2012.12.06, 段落 0001-0004, 0071-0073（ファミリーなし）	1-26

☒ 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

1 2 . 0 7 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

3 0 . 0 7 . 2 0 1 3

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 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

島田 保

2 Q

4 0 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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
Y	JP 2003-224775 A (コニカ株式会社) 2003. 08. 08, 段落 0001, 0056-0059 (ファミリーなし)	1-26
Y	WO 2008/044603 A1 (国立大学法人大阪大学、株式会社トプコン) 2008. 04. 17, 段落 0318 (ファミリーなし)	10, 16
Y	JP 2005-342282 A (キヤノン株式会社) 2005. 12. 15, 段落 0028-0036, 第 8-11 図 (ファミリーなし)	11