

(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
2022年12月1日(01.12.2022)



(10) 国際公開番号

WO 2022/250048 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2022/021237

(22) 国際出願日: 2022年5月24日(24.05.2022)

(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 2021-087903 2021年5月25日(25.05.2021) JP

(71) 出願人: 株式会社ニコン (NIKON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1086290 東京都港区港南二丁目1番3号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 田邊 泰士 (TANABE, Yasushi); 〒1086290 東京都港区港南二丁目1番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 西 泰史(NISHI,

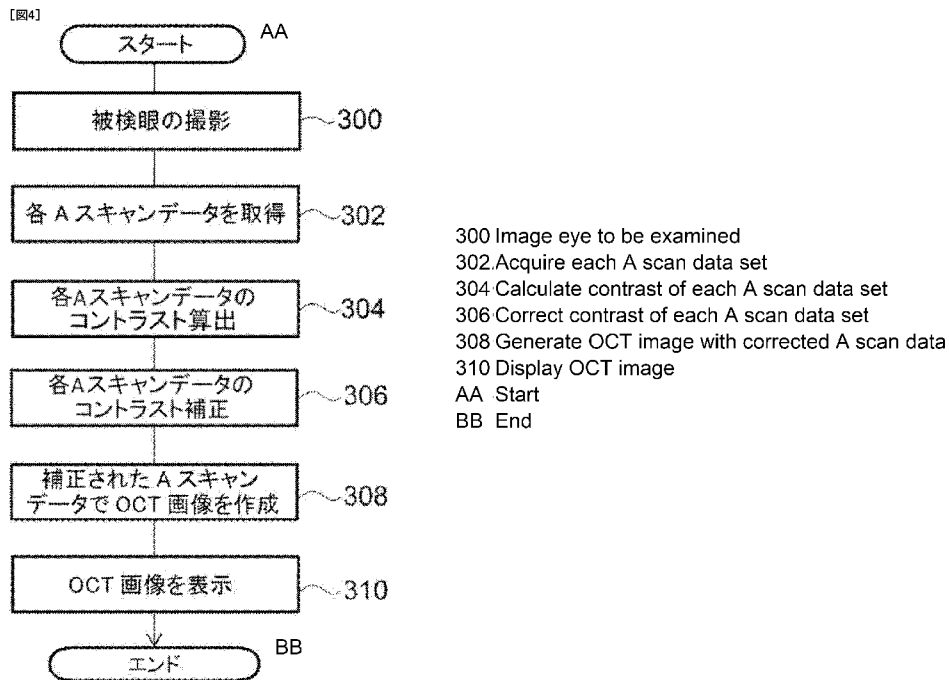
Yasufumi); 〒1086290 東京都港区港南二丁目1番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 弁理士法人太陽国際特許事務所(TAIYO, NAKAJIMA & KATO); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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,

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

(54) 発明の名称: 画像処理方法、画像処理装置、及びプログラム



(57) Abstract: This image processing method is carried out by a processor and involves: a step for acquiring OCT data of the fundus oculi of an eye to be examined, on the basis of interference light generated from reference light and returned light obtained by scanning a signal light; and a step for generating corrected OCT data by correcting the contrast difference of multiple sets of A scan data included in the OCT data.

[続葉有]

SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT,
TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, ST, 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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

- (57) 要約: プロセッサが行う画像処理であって、信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、を含む。

明 細 書

発明の名称：画像処理方法、画像処理装置、及びプログラム

技術分野

[0001] 本開示の技術は、画像処理方法、画像処理装置、及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 米国公開2020/0214557公報には、被検眼の断層画像を取得する技術が開示されている。広角で断層画像を取得することが望まれている。

発明の概要

[0003] 本開示の技術の第1の態様の画像処理方法は、プロセッサが行う画像処理であって、信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、を含む。

[0004] 本開示の技術の第2の態様の画像処理装置は、プロセッサを備えた画像処理装置であって、前記プロセッサは、信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、を実行する。

[0005] 本開示の技術の第3の態様のプログラムは、コンピュータに、信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、を実行させる。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]眼科システム100のブロック図である。

[図2]眼科装置110の全体構成を示すブロック図である。

[図3]眼科装置110のCPU16Aが実行する、画像処理プログラムによって実現される機能の説明図である。

[図4]CPU16Aで行う画像処理を示したフローチャートである。

[図5]走査角度と、偏光およびAスキャンとの関係を示す図である。

[図6A]各Aスキャンデータを示す図である。

[図6B]図6Aの各AスキャンデータによるOCT画像を示す図である。

[図7A]A1スキャンデータのコントラストを算出した図である。

[図7B]A2スキャンデータのコントラストを算出した図である。

[図7C]A2スキャンデータのコントラストを算出した図である。

[図8A]補正後の各Aスキャンデータを示す図である。

[図8B]図8Aの補正後の各AスキャンデータによるOCT画像を示す図である。

[図9A]図7AのA1スキャンデータのコントラストを補正した図である。

[図9B]図7BのA2スキャンデータのコントラストを補正した図である。

[図10]ビューワ150に表示される画面スクリーン500を示す図である。

発明を実施するための形態

[0007] 〔第1の実施の形態〕

以下、本開示の技術の実施形態に係る眼科システム100について図面を参照して説明する。図1には、眼科システム100の概略構成が示されている。図1に示すように、眼科システム100は、眼科装置110と、サーバ装置（以下、「サーバ」という）140と、表示装置（以下、「ビューワ」という）150と、を備えている。眼科装置110は、眼底画像を取得する。サーバ140は、眼科装置110によって複数の患者の眼底が撮影されることにより得られた複数の眼底画像と、図示しない眼軸長測定装置により測定された眼軸長とを、患者IDに対応して記憶する。ビューワ150は、サーバ140により取得した眼底画像や解析結果を表示する。

[0008] 眼科装置110は、本開示の技術の「画像処理装置」の一例である。

[0009] 眼科装置110、サーバ140、およびビューワ150は、ネットワーク

130を介して、相互に接続されている。ネットワーク130は、LAN、WAN、インターネットや広域イーサ網等の任意のネットワークである。例えば、眼科システム100が1つの病院に構築される場合には、ネットワーク130にLANを採用することができる。

[0010] ビューワ150は、クライアントサーバシステムにおけるクライアントであり、ネットワークを介して複数台が接続される。また、サーバ140も、システムの冗長性を担保するために、ネットワークを介して複数台が接続されていてもよい。又は、眼科装置110が画像処理機能およびビューワ150の画像閲覧機能を備えるのであれば、眼科装置110がスタンドアロン状態で、眼底画像の取得、画像処理、および画像閲覧が可能となる。また、サーバ140がビューワ150の画像閲覧機能を備えるのであれば、眼科装置110とサーバ140との構成で、眼底画像の取得、画像処理、および画像閲覧が可能となる。

[0011] なお、他の眼科機器（視野測定、眼圧測定などの検査機器）やAI（Artificial Intelligence）を用いた画像解析を行う診断支援装置がネットワーク130を介して、眼科装置110、サーバ140、およびビューワ150に接続されていてもよい。

[0012] 次に、図2を参照して、眼科装置110の構成を説明する。

[0013] 説明の便宜上、走査型レーザ検眼鏡（Scanning Laser Ophthalmoscope）を「SLO」と称する。また、光干渉断層計（Optical Coherence Tomography）を「OCT」と称する。

[0014] なお、眼科装置110が水平面に設置された場合の水平方向を「X方向」、水平面に対する垂直方向を「Y方向」とし、被検眼12の前眼部の瞳孔の中心と眼球の中心とを結ぶ方向を「Z方向」とする。従って、X方向、Y方向、およびZ方向は互いに垂直である。

[0015] 眼科装置110は、撮影装置14および制御装置16を含む。撮影装置14は、SLOユニット18およびOCTユニット20を備えており、被検眼

12の眼底の眼底画像を取得する。以下、SLOユニット18により取得された二次元眼底画像をSLO画像と称する。また、OCTユニット20により取得されたOCTデータに基づいて作成された網膜の断層画像や正面画像（en-face画像）などをOCT画像と称する。

[0016] 制御装置16は、CPU（Central Processing Unit（中央処理装置））16A、RAM（Random Access Memory）16B、ROM（Read-Only Memory）16C、および入出力（I/O）ポート16Dを有するコンピュータを備えている。

本実施形態では、ROM16Cには、後述する図4に示す画像処理プログラムが記憶されている。

CPU16Aは、本開示の技術の「プロセッサ」の一例である。ROM16Cは、本開示の技術の「記憶部」の一例である。制御装置16は、「コンピュータプログラム製品」の一例である。

[0017] 制御装置16は、I/Oポート16Dを介してCPU16Aに接続された入力／表示装置16Eを備えている。入力／表示装置16Eは、被検眼12の画像を表示したり、ユーザから各種指示を受け付けたりするグラフィックユーザインターフェースを有する。グラフィックユーザインターフェースとしては、タッチパネル・ディスプレイが挙げられる。

[0018] また、制御装置16は、I/Oポート16Dに接続された画像処理器17を備えている。画像処理器17は、撮影装置14によって得られたデータに基づき被検眼12の画像を生成する。なお、制御装置16は、通信インターフェース16Fを介してネットワーク130に接続される。

[0019] 上記のように、図2では、眼科装置110の制御装置16が入力／表示装置16Eを備えているが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、眼科装置110の制御装置16は入力／表示装置16Eを備えず、眼科装置110とは物理的に独立した別個の入力／表示装置を備えるようにしてもよい。この場合、当該表示装置は、制御装置16のCPU16Aの表示制御部2

04の制御下で動作する画像処理プロセッサユニットを備える。画像処理プロセッサユニットが、表示制御部204が出力指示した画像信号に基づいて、SLO画像等を表示するようにしてもよい。

[0020] 撮影装置14は、制御装置16のCPU16Aの制御下で作動する。撮影装置14は、SLOユニット18、撮影光学系19、およびOCTユニット20を含む。撮影光学系19は、光学スキャナ22、および広角光学系30を含む。

[0021] 光学スキャナ22は、SLOユニット18から射出された光をX方向、およびY方向に2次元走査する。光学スキャナ22は、光束を偏向できる光学素子であればよく、例えば、ポリゴンミラーや、ガルバノミラー等を用いることができる。また、それらの組み合わせであってもよい。

[0022] 光学スキャナ22は、SLOユニット18からの光とOCTユニット20からの光とを合成する。

[0023] なお、広角光学系30は、楕円鏡などの凹面ミラーを用いた反射光学系や、広角レンズなどを用いた屈折光学系、あるいは、凹面ミラーやレンズを組み合わせた反射屈折光学系でもよい。楕円鏡や広角レンズなどを用いた広角光学系を用いることにより、眼底中心部だけでなく眼底周辺部の網膜を撮影することが可能となる。

[0024] 楕円鏡を含むシステムを用いる場合には、国際公開WO2016/103484あるいは国際公開WO2016/103489に記載された楕円鏡を用いたシステムを用いる構成でもよい。国際公開WO2016/103484の開示および国際公開WO2016/103489の開示の各々は、その全体が参照により本明細書に取り込まれる。

[0025] 広角光学系30によって、眼底において広い視野(FOV: Field of View)12Aでの観察が実現される。FOV12Aは、撮影装置14によって撮影可能な範囲を示している。FOV12Aは、視野角として表現され得る。視野角は、本実施形態において、内部照射角と外部照射角とで規定され得る。外部照射角とは、眼科装置110から被検眼12へ照射さ

れる光束の照射角を、瞳孔27を基準として規定した照射角である。また、内部照射角とは、眼底Fへ照射される光束の照射角を、眼球中心Oを基準として規定した照射角である。外部照射角と内部照射角とは、対応関係にある。例えば、外部照射角が120度の場合、内部照射角は約160度に相当する。本実施形態では、内部照射角は200度としている。

[0026] ここで、内部照射角で160度以上の撮影画角で撮影されて得られたSLO眼底画像をUWF-SLO眼底画像と称する。なお、UWFとは、Ultra Wide Field（超広角）の略称を指す。眼底の視野角（FOV）を超広角な角度とした広角光学系30により、被検眼12の眼底の後極部から赤道部を超える領域を撮影することができ、渦静脈などの眼底周辺部に存在する構造物を撮影できる。

[0027] 眼科装置110は、被検眼12の眼球中心Oを基準位置として内部照射角が200°の領域12Aを撮影することができる。なお、200°の内部照射角は、被検眼12の眼球の瞳孔を基準とした外部照射角では110°である。つまり、広角光学系30は外部照射角110°の画角で瞳からレーザ光を照射させ、内部照射角で200°の眼底領域を撮影する。

[0028] SLOシステムは、図2に示す制御装置16、SLOユニット18、および撮影光学系19によって実現される。SLOシステムは、広角光学系30を備えるため、広いFOV12Aでの眼底撮影を可能とする。

[0029] SLOユニット18は、B光（青色光）の光源40、G光（緑色光）の光源42、R光（赤色光）の光源44、およびIR光（赤外線（例えば、近赤外光））の光源46と、光源40、42、44、46からの光を、反射又は透過して1つの光路に導く光学系48、50、52、54、56とを備えている。光学系48、56は、ミラーであり、光学系50、52、54は、ビームスプリッターである。B光は、光学系48で反射し、光学系50を透過し、光学系54で反射し、G光は、光学系50、54で反射し、R光は、光学系52、54を透過し、IR光は、光学系52、56で反射して、それぞれ1つの光路に導かれる。

[0030] SLOユニット18は、R光およびG光を発するモードと、赤外線を発するモードなど、波長の異なるレーザ光を発する光源あるいは発光させる光源の組合せを切り替え可能に構成されている。図2に示す例では、B光の光源40、G光の光源42、R光の光源44、およびIR光の光源46の4つの光源を備えるが、本開示の技術は、これに限定されない。例えば、SLOユニット18は、更に、白色光の光源を更に備え、G光、R光、およびB光を発するモードや、白色光のみを発するモード等の種々のモードで光を発するようにしてもよい。

[0031] SLOユニット18から撮影光学系19に入射された光は、光学スキャナ22によってX方向およびY方向に走査される。走査光は広角光学系30および瞳孔27を経由して、眼底に照射される。眼底により反射された反射光は、広角光学系30および光学スキャナ22を経由してSLOユニット18へ入射される。

[0032] SLOユニット18は、被検眼12の後眼部（眼底）からの光の内、B光を反射し且つB光以外を透過するビームスプリッタ64、ビームスプリッタ64を透過した光の内、G光を反射し且つG光以外を透過するビームスプリッタ58を備えている。SLOユニット18は、ビームスプリッタ58を透過した光の内、R光を反射し且つR光以外を透過するビームスプリッタ60を備えている。SLOユニット18は、ビームスプリッタ60を透過した光の内、IR光を反射するビームスプリッタ62を備えている。SLOユニット18は、ビームスプリッタ64により反射したB光を検出するB光検出素子70、ビームスプリッタ58により反射したG光を検出するG光検出素子72、ビームスプリッタ60により反射したR光を検出するR光検出素子74、およびビームスプリッタ62により反射したIR光を検出するIR光検出素子76を備えている。

[0033] 広角光学系30および光学スキャナ22を経由してSLOユニット18へ入射された光（眼底により反射された反射光）は、B光の場合、ビームスプリッタ64で反射してB光検出素子70により受光され、G光の場合、ビー

ムスプリッタ 58 で反射して G 光検出素子 72 により受光される。上記入射された光は、R 光の場合、ビームスプリッタ 58 を透過し、ビームスプリッタ 60 で反射して R 光検出素子 74 により受光される。上記入射された光は、I R 光の場合、ビームスプリッタ 58、60 を透過し、ビームスプリッタ 62 で反射して I R 光検出素子 76 により受光される。CPU 16A の制御下で動作する画像処理器 17 は、B 光検出素子 70、G 光検出素子 72、R 光検出素子 74、および I R 光検出素子 76 で検出された信号を用いて UWF-SLO 画像を生成する。

[0034] B 光検出素子 70 で検出された信号を用いて生成された UWF-SLO 画像を B-UWF-SLO 画像（B 色眼底画像）という。G 光検出素子 72 で検出された信号を用いて生成された UWF-SLO 画像を G-UWF-SLO 画像（G 色眼底画像）という。R 光検出素子 74 で検出された信号を用いて生成された UWF-SLO 画像を R-UWF-SLO 画像（R 色眼底画像）という。I R 光検出素子 76 で検出された信号を用いて生成された UWF-SLO 画像を I R-UWF-SLO 画像（I R 眼底画像）という。UWF-SLO 画像には、これらの R 色眼底画像、G 色眼底画像、B 色眼底画像から I R 眼底画像までが含まれる。また、蛍光を撮影した蛍光の UWF-SLO 画像も含まれる。

[0035] また、制御装置 16 が、同時に発光するように光源 40、42、44 を制御する。B 光、G 光および R 光で同時に被検眼 12 の眼底が撮影されることにより、各位置が互いに対応する G 色眼底画像、R 色眼底画像、および B 色眼底画像が得られる。G 色眼底画像、R 色眼底画像、および B 色眼底画像から RGB カラー眼底画像が得られる。制御装置 16 が、同時に発光するように光源 42、44 を制御し、G 光および R 光で同時に被検眼 12 の眼底が撮影されることにより、各位置が互いに対応する G 色眼底画像および R 色眼底画像が得られる。G 色眼底画像および R 色眼底画像から RG カラー眼底画像が得られる。また、G 色眼底画像、R 色眼底画像および B 色眼底画像を用いてフルカラー眼底画像を生成するようにしてもよい。

- [0036] 広角光学系30により、眼底の視野角（FOV: Field of View）を超広角な角度とし、被検眼12の眼底の後極部から赤道部を超える領域を撮影することができる。
- [0037] OCTシステムは、図2に示す制御装置16、OCTユニット20、および撮影光学系19によって実現される。OCTシステムは、広角光学系30を備えるため、上述したSLO眼底画像の撮影と同様に、眼底周辺部のOCT撮影を可能とする。つまり、眼底の視野角（FOV）を超広角な角度とした広角光学系30により、被検眼12の眼底を広角で撮影、具体的には、被検眼12の眼底の後極部から赤道部を超える領域のOCT撮影を行うことができる。渦静脈などの眼底周辺部に存在する構造物のOCTデータを取得でき、渦静脈の断層像や、OCTデータを画像処理することにより渦静脈の3D構造を得ることができる。
- [0038] OCTユニット20は、光源20A、センサ（検出素子）20B、第一の光カプラ20C、参照光学系20D、コリメートレンズ20E、および第2の光カプラ20Fを含む。
- [0039] 光源20Aから射出された光は、第一の光カプラ20Cで分岐される。分岐された一方の光は、信号光として、コリメートレンズ20Eで平行光にされた後、撮影光学系19に入射される。信号光は広角光学系30および瞳孔27を経由して、眼底に照射される。眼底により反射された信号光は、および広角光学系30を経由してOCTユニット20へ入射され、コリメートレンズ20Eおよび第一の光カプラ20Cを介して、第2の光カプラ20Fに入射する。
- [0040] 光源20Aから射出され、第一の光カプラ20Cで分岐された他方の光は、参照光として、参照光学系20Dへ入射され、参照光学系20Dを経由して、第2の光カプラ20Fに入射する。
- [0041] 第2の光カプラ20Fに入射されたこれらの光、即ち、眼底で反射された信号光と、参照光とは、第2の光カプラ20Fで干渉されて干渉光を生成する。干渉光はセンサ20Bで受光される。画像処理部206の制御下で動作

する画像処理器 17 は、センサ 20 B で検出された検出信号に対してフーリエ変換などの処理を行い OCT データを生成する。当該 OCT データに基づいて断層画像や *en-face* 画像などの OCT 画像を画像処理器 17 で生成することも可能である。

[0042] ここで、OCT ユニット 20 は、所定範囲（例えば 6 mm × 6 mm の矩形範囲）を一回の OCT 撮影で走査することができる。当該所定範囲は 6 mm × 6 mm に限らず、12 mm × 12 mm や 23 mm × 23 mm の正方形の範囲でもよいし、14 mm × 9 mm、6 mm × 3.5 mm など長方形の範囲でもよく、任意の矩形範囲とすることができる。また、直径 6 mm、12 mm、23 mm などの円径の範囲であってもよい。

[0043] 広角光学系 30 を用いることにより、眼科装置 110 は、内部照射角が 200° の領域 12 A が走査対象とすることができる。つまり、光学スキャナ 22 を制御することにより、渦静脈を含む所定範囲の OCT 撮影を行う。眼科装置 110 は、当該 OCT 撮影によって OCT データを生成することが可能となる。

[0044] よって、眼科装置 110 は、OCT 画像である、渦静脈を含む眼底の断層画像（B-スキャン画像）、渦静脈を含む OCT ボリュームデータや、当該 OCT ボリュームデータの断面である *en-face* 画像（OCT ボリュームデータに基づいて生成された正面画像）を生成することができる。なお、OCT 画像には、眼底中心部（黄斑や視神経乳頭などが存在する眼球の後極部）の OCT 画像が含まれることは言うまでもない。

[0045] OCT データ（あるいは OCT 画像の画像データ）は、通信インターフェース 16 F を介して眼科装置 110 からサーバ 140 へ送付され、図示しない記憶装置に記憶される。

[0046] なお、本実施形態では、光源 20 A が波長掃引タイプの SS-OCT（*Swept-Source OCT*）を例示するが、SD-OCT（*Spectral-Domain OCT*）、TD-OCT（*Time-Domain OCT*）など、様々な方式の OCT システムであってもよい。

[0047] 次に、図3を参照して、眼科装置110のCPU16Aが画像処理プログラムを実行することで実現される各種機能について説明する。画像処理プログラムは、撮影制御機能、表示制御機能、画像処理機能、および処理機能を備えている。CPU16Aがこの各機能を有する画像処理プログラムを実行することで、CPU16Aは、図3に示すように、撮影制御部202、表示制御部204、画像処理部206、および処理部208として機能する。

画像処理部206は、本開示の技術の「取得部」及び「生成部」の一例である。

[0048] 次に、図4を用いて、眼科装置110の画像処理を詳細に説明する。眼科装置110の制御装置16のCPU16Aが画像処理プログラムを実行することで、図4のフローチャートに示された画像処理が実現される。

[0049] 図4のフローチャートに示された処理は、本開示の技術の「画像処理方法」の一例である。

[0050] 入力/表示装置16Eの表示画面を介して、患者の情報（患者ID、氏名、性別、年齢、被検眼が右眼か左眼かの情報）が入力され、表示画面に設けられた開始ボタンが操作されると、図4に示す画像処理プロセスがスタートする。

ステップ300で、表示制御部204及び撮影制御部202は、OCTユニット20及び撮影光学系19を制御して、ユーザにより指定された被検眼12の眼底の撮影希望範囲を撮影する。具体的には、まず、表示制御部204が、OCT撮影のための表示画面を入力/表示装置16Eに表示する。表示画面にはUWF眼底画像とOCT撮影開始ボタンとが表示されている。ユーザは、当該UWF眼底画像上で撮影希望範囲を指定し、OCT撮影開始ボタンを操作する。

[0051] 撮影開始ボタンが押されると、撮影制御部202がOCTユニット20および撮影光学系19を制御し、ユーザに指定された範囲を走査する。そして、画像処理部206が、センサ20Bの検出信号に基づいてOCTデータを生成し、RAM16Bに記憶する。当該OCTデータは複数のAスキャンデ

ータから構成されている。なお、A スキャンデータとは、被検眼 1 2 の眼底の深さ（光軸）方向の走査（この走査を「A スキャン」と言う。）により得られたデータをいう。図 5 は、 A_1 スキャンデータから A_5 スキャンデータの 5 個の A スキャンデータに対応する眼底上の走査位置 A_1 から A_5 と偏光状態の関係を示す図である。図 5 に示すように、複数の A スキャンデータの各々は、それぞれ異なる走査位置の A スキャンデータである。図 6 A には、走査位置が A_1 から A_5 の A スキャンデータが示されている。 A_3 スキャンデータは、走査位置が、眼球の中心を通る光軸に沿って信号光が入射する眼底の位置における A スキャンデータである。 A_2 スキャンデータは、 A_3 スキャンデータの走査位置よりも下側に位置する走査位置における A スキャンデータである。 A_1 スキャンデータは、 A_2 スキャンデータの走査位置よりも下側に位置する走査位置における A スキャンデータである。 A_4 スキャンデータは、 A_3 スキャンデータの走査位置よりも下側に位置する走査位置における A スキャンデータである。 A_5 スキャンデータは、 A_4 スキャンデータの走査位置よりも上側に位置する走査位置における A スキャンデータである。

[0052] ステップ 3 0 2 で、画像処理部 2 0 6 は、RAM 1 6 B から、被検眼 1 2 の眼底の OCT データを取得し、OCT データに含まれる複数の A スキャンデータの各 A スキャンデータを取得する。また、画像処理部 2 0 6 は、各 A スキャンデータに対して、当該 A スキャンデータの被検眼上の位置（例えば、眼底であれば眼底上の位置）を付与する。ここで、被検眼上の位置とは、眼底の撮影希望範囲（所定領域）を走査するときの走査位置から算出される。あるいは、光学スキャナ 2 2 の制御信号に基づいて、被検眼上の位置を算出するようにしてもよい。このようにして、画像処理部 2 0 6 は、OCT データに含まれるすべての A スキャンに対して被検眼上の位置を付与する。被検眼上の位置は座標データであり、眼底の場合と角膜などの前眼部の場合がある。

[0053] ステップ 3 0 4 で、画像処理部 2 0 6 は、各 A スキャンデータのコントラストを算出する。ここで、コントラストとは、A スキャンデータにおける画

素の略最高輝度（閾値よりも大きい輝度）と略最低輝度（閾値よりも小さい輝度）との差をいう。また、ここで、輝度とは、A スキャンデータを構成する画素の明るさをいうものとする。

[0054] 具体的には、画像処理部206は、図6AのA₁スキャンデータの各画素の画素値から、A₁スキャンデータのコントラストを、図7Aに示すように、輝度値の最大値がD₄₀で、輝度値の最小値がD₂₀であるとして算出する。なお、P₁～P_nは、参照光と干渉する戻り光が発生する眼底の奥行方向の位置である。図6AのA₂スキャンデータの各画素の画素値から、A₂スキャンデータのコントラストを、図7Bに示すように、輝度値の最大値がD₄₅で、輝度値の最小値がD₁₅であるとして算出する。

[0055] A₃スキャンデータの各画素の画素値から、A₃スキャンデータのコントラストは、図7Cに示すように、輝度値の最大値がD₅₀で、輝度値の最小値がD₁₀であるとして算出する。同様に、画像処理部206は、A₄スキャンデータおよびA₅スキャンデータについてもコントラストを算出し、OCTデータに含まれるすべてのAスキャンデータのコントラストを算出する。

[0056] 図5に示すように、眼底上の走査位置によって眼底への信号光の入射角度は異なる。よって、反射光の偏光の度合いも、眼底への信号光の入射角度に応じて、異なる。一方、参照光の偏光状態は、常に同じである。よって、信号光と参照光の偏光状態が一致する度合いは、走査位置に応じて変化することになる。

[0057] そして、信号光と参照光との偏光状態が異なる度合いが大きくなると、干渉光の強度はより小さくなる。よって、干渉光の強度は、走査位置に応じて変化する。つまり、走査位置により干渉光の強度は変化し、特に広角で撮影されたOCTデータでは、干渉光の強度の変化は大きくなる。そして、干渉光の強度変化は、OCTデータを構成する各Aスキャンデータのコントラストの変化となって現れる。

[0058] 図6Aは、OCTデータが5個のAスキャンデータから構成されている場合の、各Aスキャンデータ（A₁、A₂、A₃、A₄、A₅）の輝度値を示してい

る。図6Bは、図6Aの5個のAスキャンデータにより生成されたOCT画像を示す図である。図6Aおよび図6Bに示すように、各走査位置のAスキャンデータのコントラストは、他の走査位置のAスキャンデータのコントラストとは異なる。例えば、 A_1 スキャンデータと A_3 スキャンデータとでは A_1 スキャンデータのほうがコントラストは大きい。

[0059] 従って、走査位置が異なると、各Aスキャンデータでコントラストが異なる値となってしまう。よって、互いにコントラストが異なる各Aスキャンデータに基づいてOCT画像を表示すると、同じ層であるのに輝度値が異なるような図6Bに示すOCT画像となる。そのため、各Aスキャンデータのコントラストを補正することが必要となる。

[0060] 次のステップ306で、画像処理部206は、ステップ304で算出された各Aスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータ生成する。

[0061] 補正目標として、特定のAスキャンデータにおける画素値のヒストグラムや、予め定められたAスキャンデータ（本実施例では A_3 スキャンデータ）を、モデルのヒストグラムとして、その他の複数の各Aスキャンデータ（ A_1 スキャンデータ、 A_2 スキャンデータ、 A_4 スキャンデータ、および A_5 スキャンデータ）の補正を行うことができる。

[0062] 眼球の中心を通る光軸に沿って信号光が入射する眼底の位置における A_3 スキャンデータのコントラスト、即ち、輝度値の最大値が D_{50} で、輝度値の最小値が D_{10} を、基準コントラストとする。画像処理部206は、その他のAスキャンデータ（ A_1 、 A_2 、 A_4 、 A_5 ）のコントラストを、基準コントラストになるように、それぞれのAスキャンデータの各画素の輝度値を補正する。

[0063] 具体的には、画像処理部206は、図7Aの A_1 スキャンデータの輝度値の最大値 D_{40} 、輝度値の最小値 D_{20} を、図9Aに示すように、輝度値の最大値 D_{50} 、輝度値の最小値 D_{10} に補正する。そして、 A_1 スキャンデータのその他の画素の画素値も、同様に、中間値より大きい画素値は、輝度値の最大値の

増加率で増加させ、中間値より小さい画素値は、輝度値の最小値の減少率で減少させる。このようにして、画像処理部206は、図6Aの A_1 スキャンデータを補正し、図8Aに示す補正後の A_1 スキャンデータである $f(A_1)$ を出力する。

[0064] また、図7Bの A_2 スキャンデータの輝度値の最大値 D_{45} 、輝度値の最小値 D_{15} を、図9Bに示すように、輝度値の最大値 D_{50} 、輝度値の最小値 D_{10} に補正する。そして、 A_2 スキャンデータのその他の画素の画素値も、上記 A_1 スキャンデータと同様に補正する。このようにして、画像処理部206は、図6Aの A_2 スキャンデータを補正し、図8Aに示す補正後のAスキャンデータである $f(A_2)$ を出力する。

[0065] 画像処理部206は、同様に補正を行い、補正後のAスキャンデータである $f(A_4)$ および $f(A_5)$ を生成し、 A_3 スキャンデータは基準コントラストであるので、 A_3 スキャンデータをそのまま補正後のAスキャンデータである $f(A_3)$ とする。このようにして、画像処理部206は、図6Aに示すAスキャンデータ(A_1 、 A_2 、 A_4 、 A_5)のコントラストを補正し、図8Aに示す補正後のスキャンデータである、($f(A_1)$ 、 $f(A_2)$ 、 $f(A_4)$ 、 $f(A_5)$)を生成する。この補正により、Aスキャンごとのコントラストの差を補正することができる。

[0066] 本実施の形態のコントラスト補正は、特に、高画角でOCT画像を撮影する場合や、眼底周辺部のOCT画像を撮影する場合などの眼底の曲率が大きく変化する部分を撮影するときに効果的である。高画角や眼底周辺部の撮影は、眼底中心部の狭い画角でのOCT撮影に比べて、偏光の状態変化が大きくなる。よって、OCTデータ中のAスキャンのコントラスト差が大きくなる傾向がある。本実施の形態では、OCT撮影の範囲が広い撮影であっても、眼底周辺部の撮影であっても、均一なコントラストのOCTデータやOCT画像を生成することができる。同じ層の各画素の輝度値が同じであるOCT画像を形成することができる。

[0067] 次にステップ308で、画像処理部206は、ステップ306でコントラ

ストの差が補正されたAスキャンデータを用いて、図8Bに示すようなOCT画像（断層画像/Bスキャン画像）を作成する。

[0068] ステップ310で、表示制御部204が、生成されたOCT画像を入力／表示装置16Eに表示させる。その他、処理部208は、ステップ308で作成されたOCT画像の画像データや補正後のAスキャンデータからなるOCTデータをRAM16Bに記憶する。処理部208は、患者IDと共に、UWF眼底画像及びUWF眼底画像上での撮影希望範囲、OCT画像の画像データや補正後のAスキャンデータからなるOCTデータをサーバ140に送信する。サーバ140は、UWF眼底画像、UWF眼底画像上での撮影希望範囲、OCT画像の画像データ、及び補正後のAスキャンデータからなるOCTデータを、患者IDに対応して、図示しない記憶装置に記憶する。また、サーバ140は、ビューフ150からのリクエストに応じて、患者の情報（患者ID、氏名、性別、年齢、被検眼が右眼か左眼かの情報）と共に、UWF眼底画像、UWF眼底画像上での撮影希望範囲、OCT画像の画像データ、及び補正後のAスキャンデータからなるOCTデータを、ビューフ150に、送信する。ビューフ150は、患者の情報と、UWF眼底画像、UWF眼底画像上での撮影希望範囲、およびOCT画像を、図示しないディスプレイに表示する。

[0069] 図10には、ビューフ150のディスプレイに表示される画面スクリーン500の表示内容が示されている。画面スクリーン500は、患者情報表示領域502、UWF SLO画像表示領域504、およびOCT画像表示領域506を有する。

[0070] 患者情報表示領域502は、患者ID表示フィールド502A、患者氏名表示フィールド502B、性別表示フィールド502C、年齢表示フィールド502D、および右眼左眼表示フィールド502Eを有する。これらのフィールド（502Aから502E）には各情報が表示される。

画面スクリーン500には、右眼のUWF SLO画像404がUWF SLO画像表示領域504に表示されている。UWF SLO画像404上には、O

C T画像 7 0 2 の眼底上の位置（撮影希望範囲）が矢印のマーク 4 0 2 として、重畳表示される。O C T 画像表示領域 5 0 6 には、上記コントラストが補正された O C T 画像 7 0 2 が表示される。

[0071] このようにして、ユーザは、ビューワ 1 5 0 で、O C T 画像 7 0 2 の眼底上での位置を確認することができる。さらに、コントラストが補正された O C T 画像を用いて診断などを行うことができる。

[0072] （変形例）

<第 1 の変形例>

第 1 の実施の形態では、各 A スキャンデータのコントラストが他の A スキャンデータのコントラスト（基準コントラスト）と同じになるように、補正している。しかし、本開示の技術はこれに限定されない。特異輝度値、例えば、最大値、最小値、又は中央値が、各 A スキャンデータにおいて、差が所定値以内になるように、当該特異輝度値（例えば、最大値、最小値、又は中央値）のみを補正してもよい。

このように第 1 の変形例では、少なくとも特異輝度値についてはコントラストを算出することができる。また、第 1 の変形例では、少なくとも特異輝度値についてはコントラストを補正することができる。更に、第 1 の変形例では、少なくとも特異輝度値の画素については偏光の影響を補正しムラの無い O C T 画像を得ることができる。

[0073] <第 2 の変形例>

上記第 1 の実施の形態では、画素値として明度を表す輝度値を用いているが、本開示の技術はこれに限定されず、輝度値に代えてまたは輝度値と共に、彩度および色相の少なくとも一方を表す値を用いてもよい。

[0074] <第 3 の変形例>

上記第 1 の実施の形態では、眼球中心位置の A スキャンデータのコントラストを基準としたが、本開示の技術では、眼球中心に限らず、特定の位置の A スキャンデータのコントラストを基準としておき、走査位置によって補正割合を変えるようにしてもよい。

[0075] <第4の変形例>

上記第1の実施の形態では、眼球中心位置のAスキャンデータのコントラストを基準とした。しかし、本開示の技術では、走査位置とその走査位置でのAスキャンデータの各画素値を補正する補正係数（明画素数に依存したパラメータ）を備える補正係数テーブルを用いて、コントラストを補正するようにしてもよい。この場合、処理部208は、図4のステップ300に先立って、RAM16Bあるいはサーバ140から補正係数テーブルを読み出す。読み出した補正係数で、画像処理部206はAスキャンデータの各画素値を補正する。

<第4の変形例>

上記第1の実施の形態では、眼科装置110のCPU16Aで各Aスキャンデータのコントラストの差の補正を行っている。本開示の技術では、これに限らず、サーバ140に眼科装置110で取得したOCTデータ送信し、サーバ140のCPUで、当該OCTデータに含まれる各Aスキャンデータのコントラストの差の補正を行ってもよい。さらに、サーバ140ではなく、ビューワ150や眼科装置110とは別のコンピュータのCPUで行うようにしてもよい。

[0076] また、上記実施の形態で説明したデータ処理はあくまでも一例である。従って、主旨を逸脱しない範囲内において不要なステップを削除したり、新たなステップを追加したり、処理順序を入れ替えたりしてもよいことは言うまでもない。

[0077] 本開示において、各構成要素（装置等）は、矛盾が生じない限りは、1つのみ存在しても2つ以上存在してもよい。

[0078] また、上記実施の形態では、コンピュータを利用したソフトウェア構成によりデータ処理が実現される場合を例示したが、本開示の技術はこれに限定されるものではない。例えば、コンピュータを利用したソフトウェア構成に代えて、FPGA又はASIC等のハードウェア構成のみによって、データ処理が実行されるようにしてもよい。データ処理のうちの一部の処理がソフ

トウェア構成により実行され、残りの処理がハードウェア構成によって実行されるようにしてもよい。

[0079] このように本開示の技術は、コンピュータを利用したソフトウェア構成により画像処理が実現される場合とされない場合とを含むので、以下の技術を含む。

[0080] (第1の技術)

信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得する取得部と、

前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成する生成部と、

を備える画像処理装置。

[0081] (第2の技術)

取得部が、信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、

生成部が、前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、

を備える画像処理方法。

[0082] 以上の開示内容から以下の技術が提案される。

(第3の技術)

OCT信号を得るためのコンピュータープログラム製品であって、

前記コンピュータープログラム製品は、それ自体が一時的な信号ではないコンピューター可読記憶媒体を備え、

前記コンピューター可読記憶媒体には、プログラムが格納されており、

前記プログラムは、

コンピュータに、

信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、

前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラストの差

を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、
を含む処理を実行させる、
コンピュータプログラム製品。

[0083] 本明細書に記載された全ての文献、特許出願、及び技術規格は、個々の文献、特許出願、及び技術規格が参照により取り込まれることが具体的にかつ個々に記載された場合と同様に、本明細書中に参照により取り込まれる。

[0084] なお、日本国特許出願第2021-087903号の開示は、その全体が参照により本明細書に取り込まれる。また、本明細書に記載された全ての文献、特許出願、及び技術規格は、個々の文献、特許出願、及び技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

- [請求項1] プロセッサが行う画像処理であって、
 信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被
 検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、
 前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラス
 トの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、
 を含む画像処理方法。
- [請求項2] 前記補正されたOCTデータを用いて、OCT画像を生成するステ
 ップを含む、請求項1に記載の画像処理方法。
- [請求項3] 前記コントラストの差を補正し、補正されたOCTデータを生成す
 るステップは、
 前記複数のAスキャンデータの、それぞれのAスキャンデータのコ
 ントラストを算出するステップと、
 それぞれの前記コントラストが基準コントラストになるように、前
 記それぞれのAスキャンデータを補正するステップと、
 を含むことを特徴とする、請求項1または請求項2に記載の画像処
 理方法。
- [請求項4] 前記コントラストの算出は、Aスキャンデータにおける画素の最高
 輝度と最低輝度との差を求めることにより行われることを特徴とする
 請求項1ないし3の何れか1項に記載の画像処理方法。
- [請求項5] 前記複数のAスキャンデータの各々は、前記被検眼の眼底の異なる
 走査位置のAスキャンデータであることを特徴とする請求項1から請
 求項4の何れか1項に記載の画像処理方法。
- [請求項6] 前記OCTデータは、前記被検眼の眼底を広角で撮影することによ
 り、得られたことを特徴とする請求項1から請求項5の何れか1項に
 記載の画像処理方法。
- [請求項7] プロセッサを備えた画像処理装置であって、
 前記プロセッサは、

信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被
検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、

前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラス
トの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、
を実行する、画像処理装置。

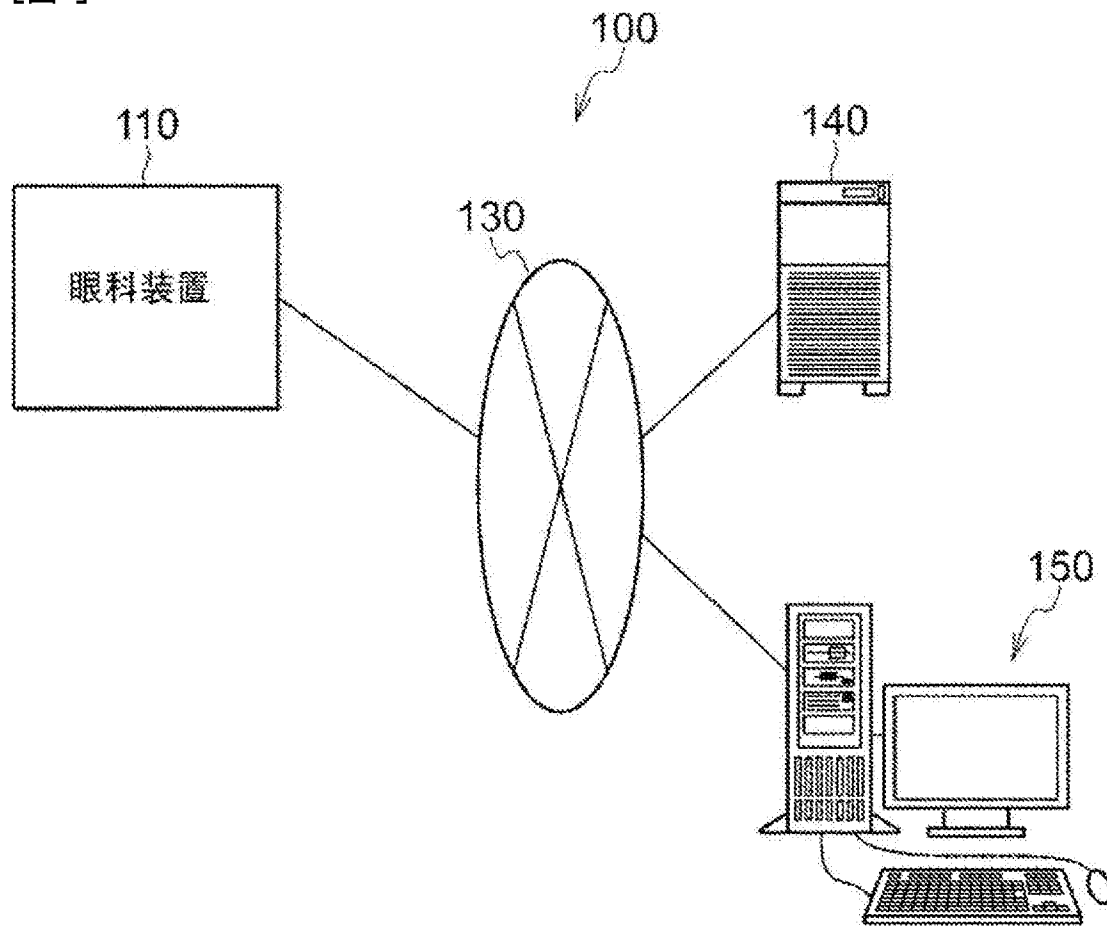
[請求項8]

コンピュータに、

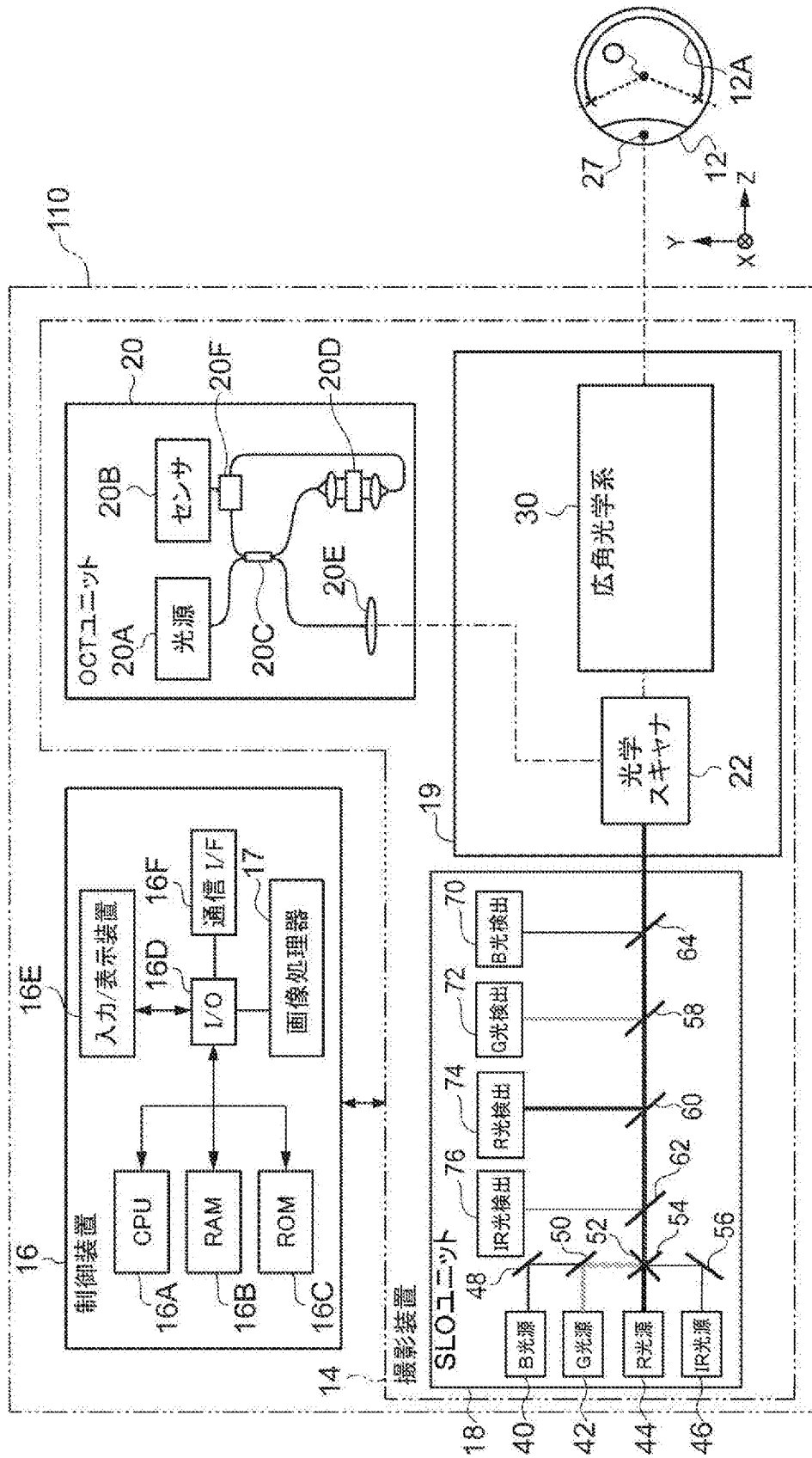
信号光を走査して得られた戻り光と参照光との干渉光に基づいて被
検眼の眼底のOCTデータを取得するステップと、

前記OCTデータに含まれる複数のAスキャンデータのコントラス
トの差を補正し、補正されたOCTデータを生成するステップと、
を実行させるプログラム。

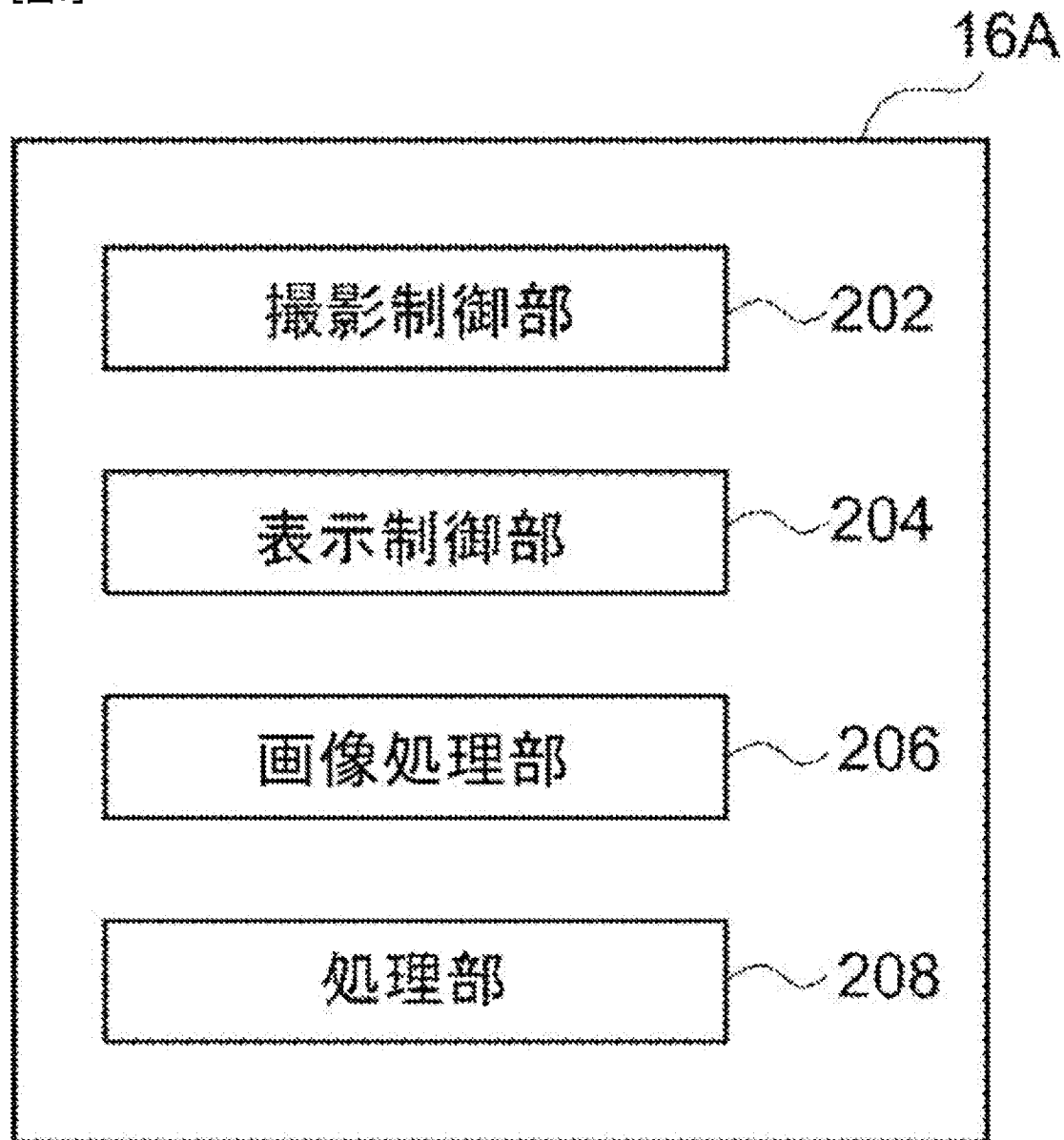
[図1]



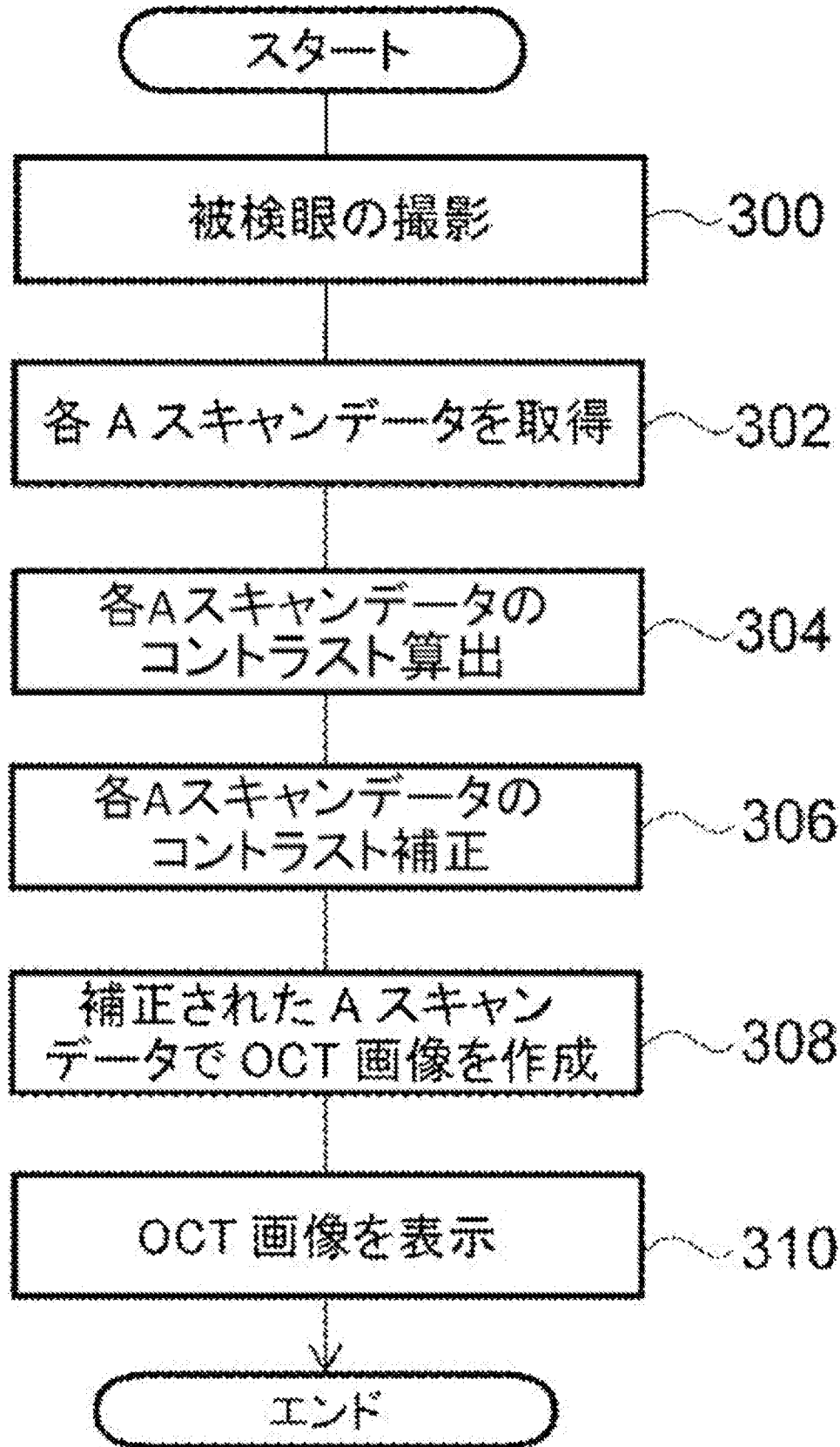
[図2]



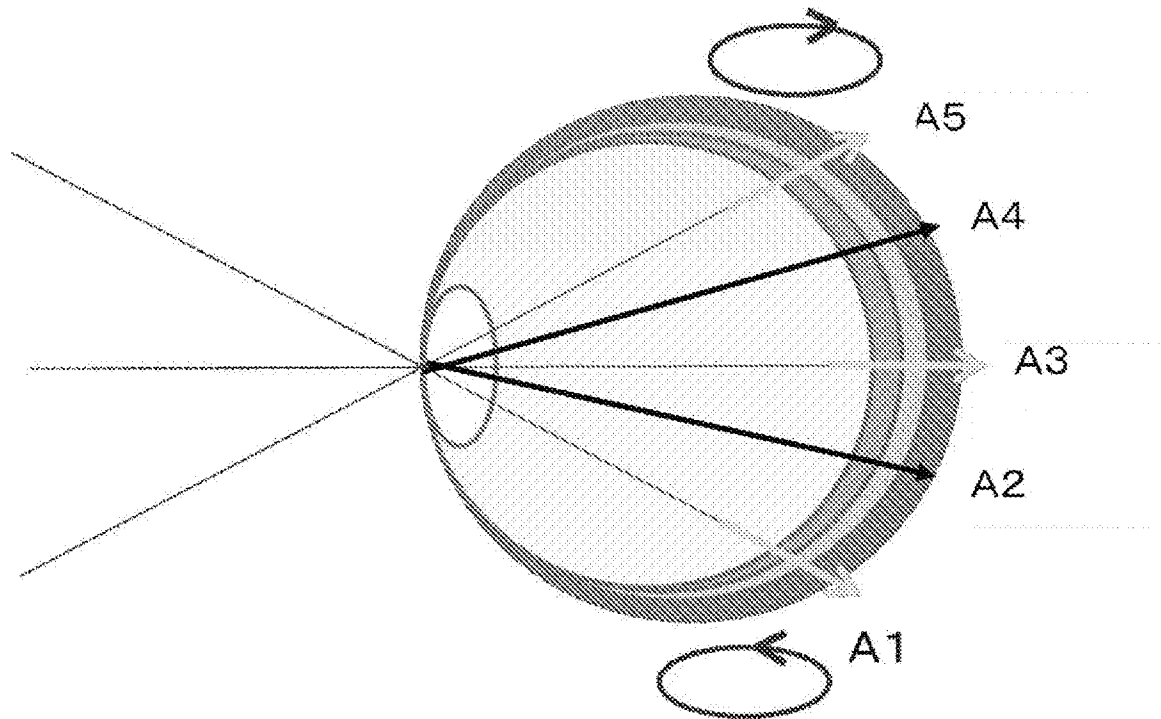
[図3]



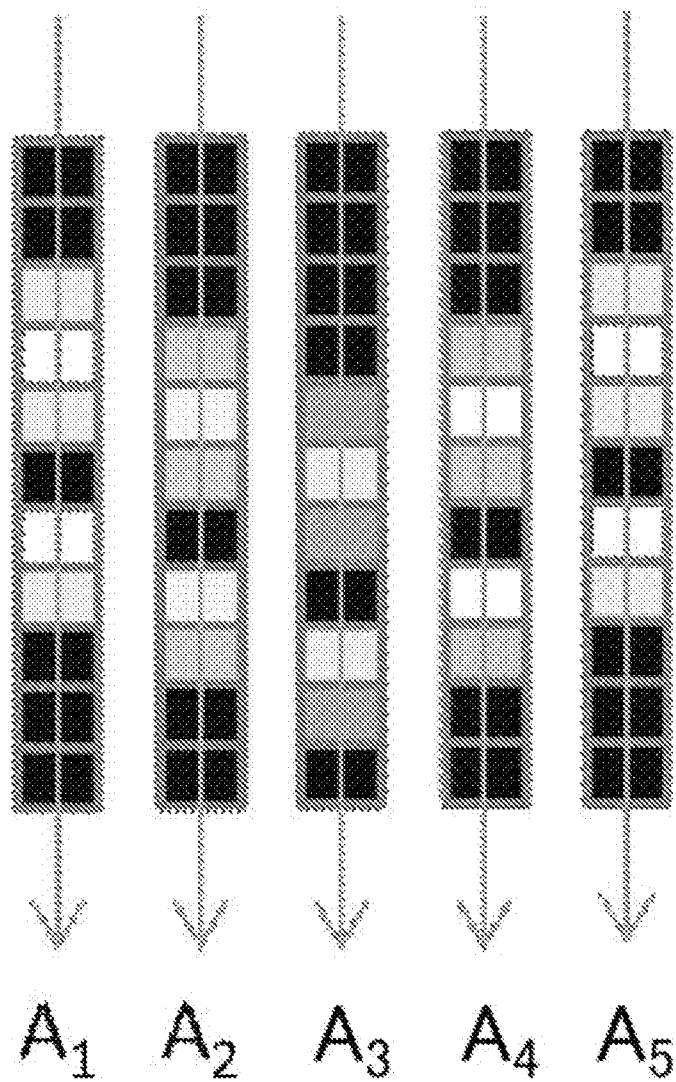
[図4]



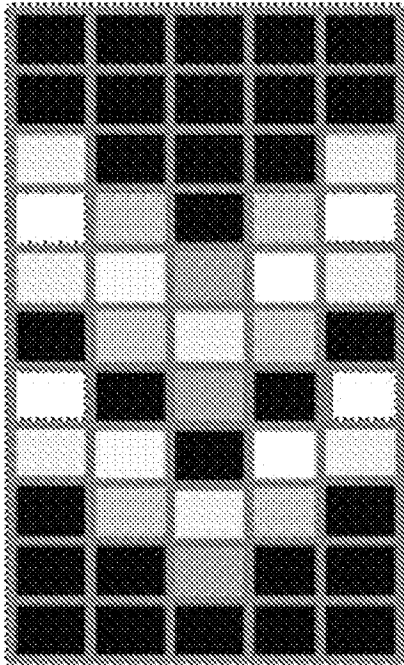
[図5]



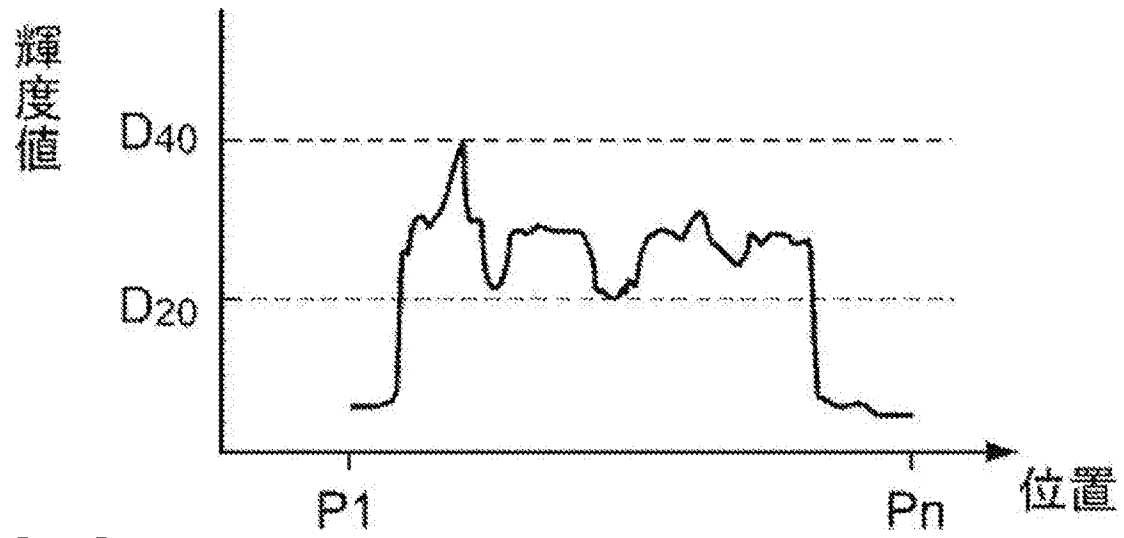
[図6A]



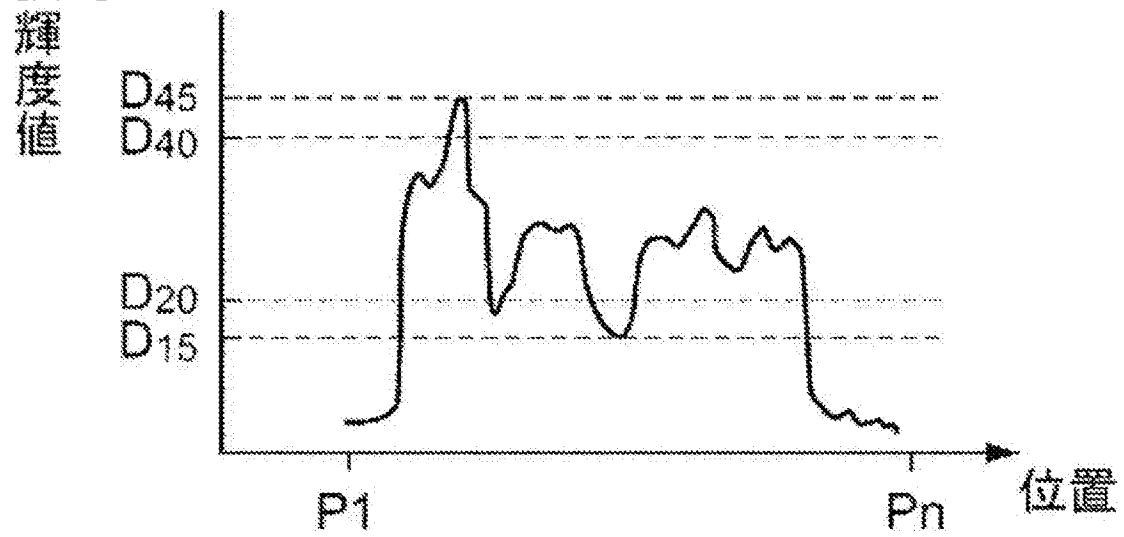
[図6B]



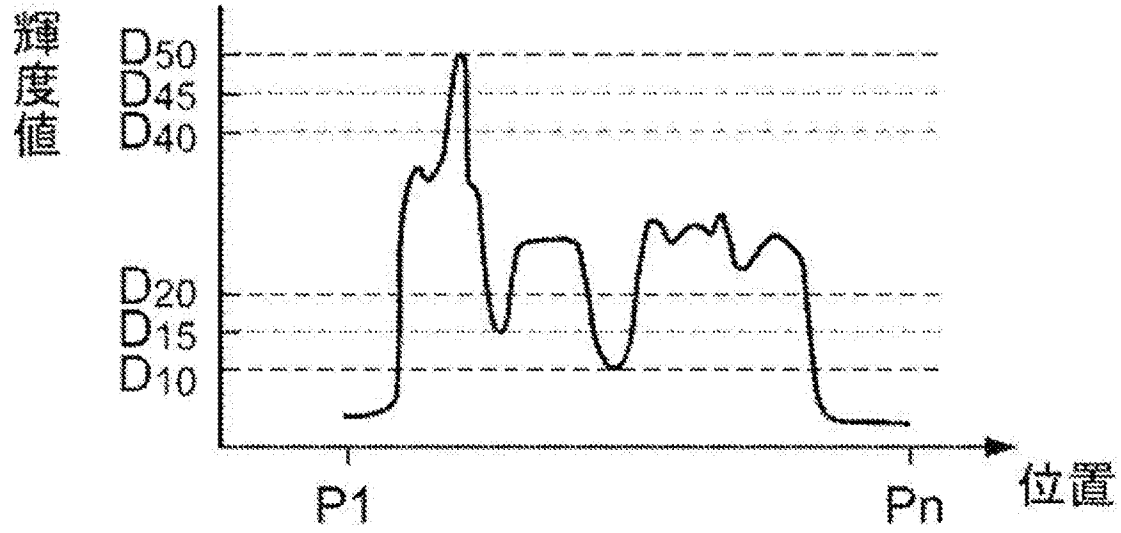
[図7A]



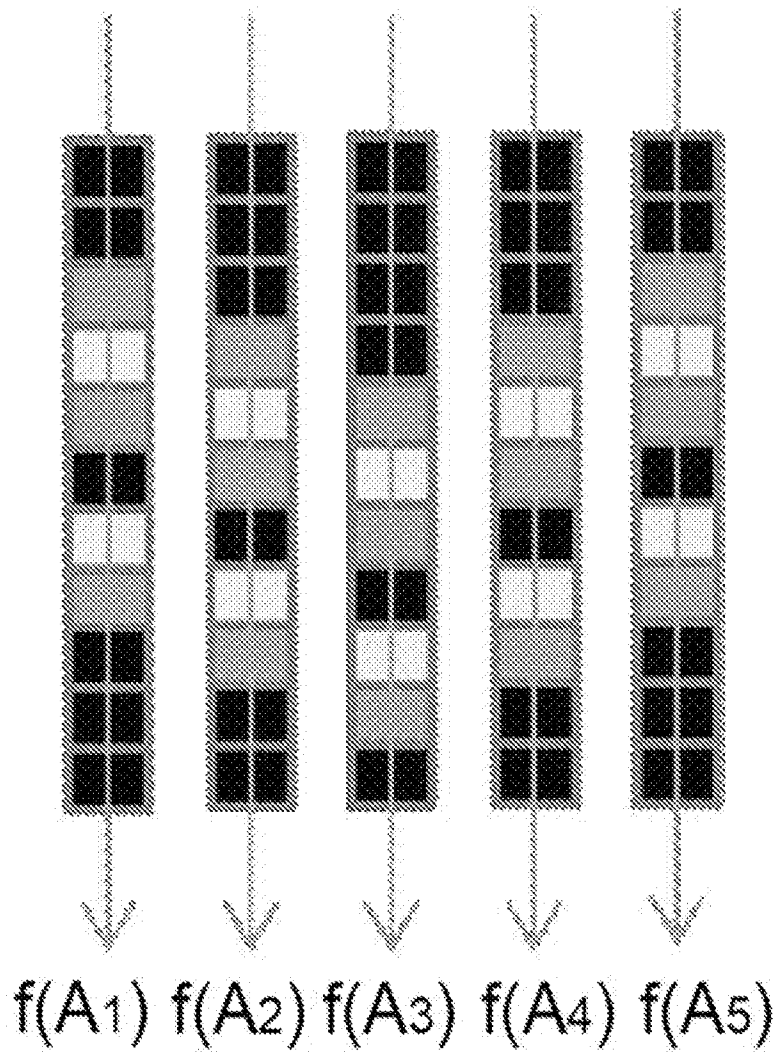
[図7B]



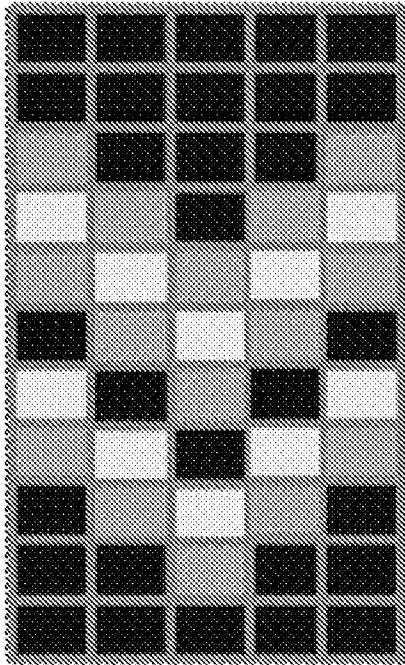
[図7C]



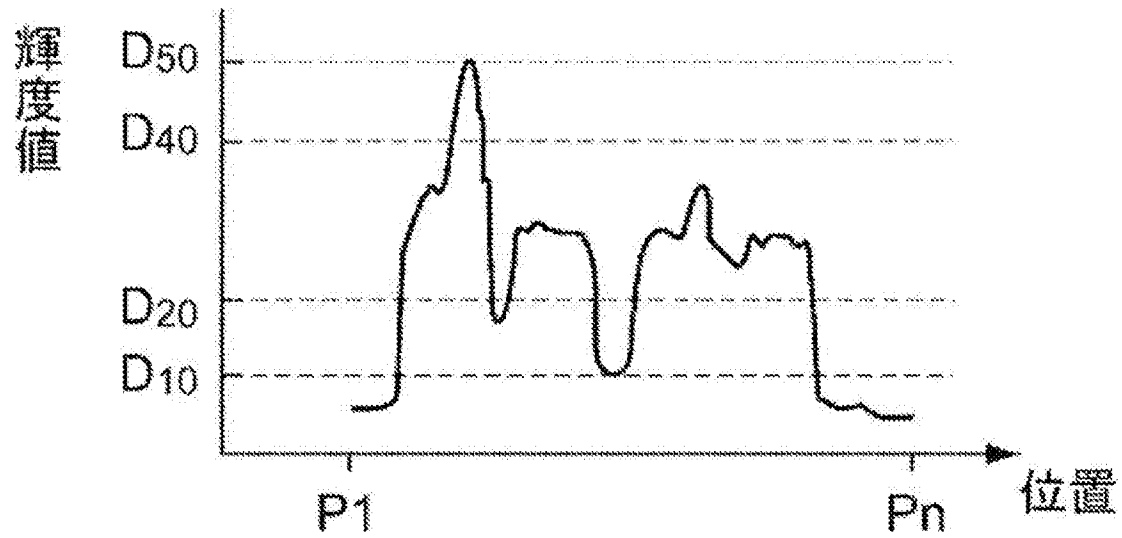
[図8A]



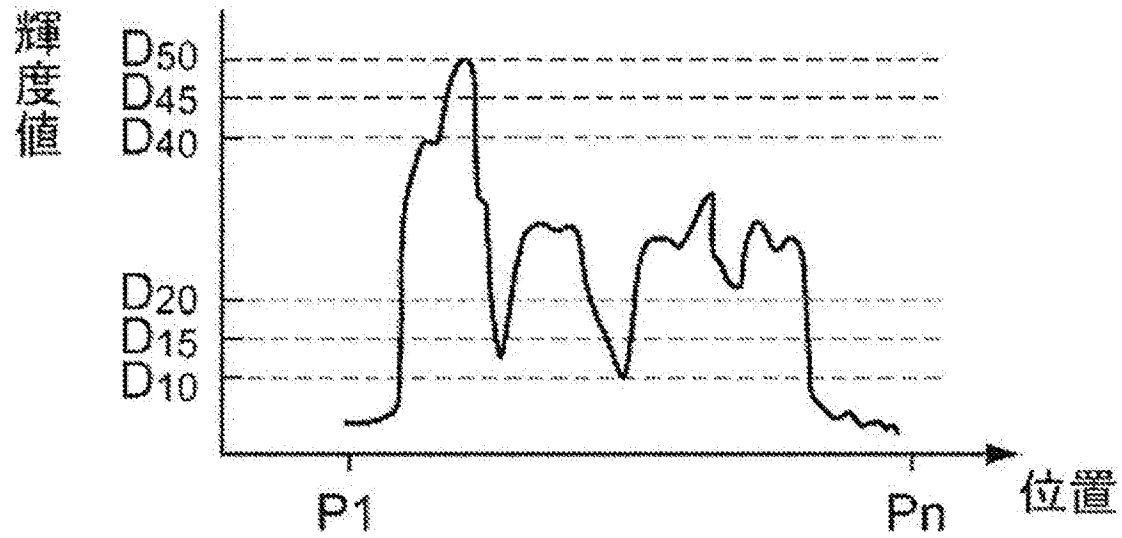
[図8B]



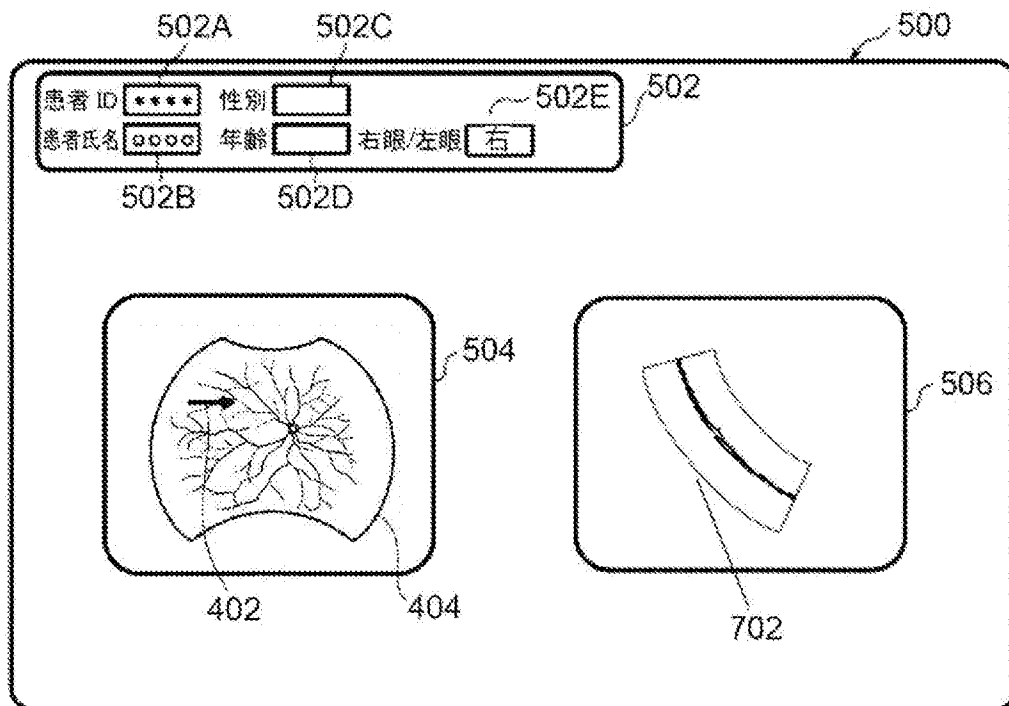
[図9A]



[図9B]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/021237

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 3/10**(2006.01)i

FI: A61B3/10 100

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)

A61B3/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2022

Registered utility model specifications of Japan 1996-2022

Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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.
X	JP 2018-43085 A (CARL ZEISS MEDITEC AG) 22 March 2018 (2018-03-22)	1-2, 5, 7-8
Y	paragraphs [0018]-[0026], fig. 1-5	3-4, 6
Y	JP 2015-188546 A (CANON INC.) 02 November 2015 (2015-11-02)	3-4
	paragraph [0037]	
Y	JP 2020-48911 A (TOPCON CORP.) 02 April 2020 (2020-04-02)	6
	paragraphs [0172]-[0230]	
A	KR 10-2019-0070718 A (KOREA INSTITUTE OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY) 21 June 2019 (2019-06-21)	1-8
	entire text, all drawings	
A	JP 2018-20024 A (CANON INC.) 08 February 2018 (2018-02-08)	1-8
	entire text, all drawings	
A	JP 2020-116315 A (TOPCON CORP.) 06 August 2020 (2020-08-06)	1-8
	entire text, all drawings	

☐ 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

16 June 2022

Date of mailing of the international search report

19 July 2022

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)
3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915
Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/021237

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2018-43085	A	22 March 2018	US 2013/0208240 A1 fig. 1-5, paragraphs [0029]-[0036] WO 2013/117699 A1	
JP	2015-188546	A	02 November 2015	US 2015/0279063 A1 paragraph [0050]	
JP	2020-48911	A	02 April 2020	(Family: none)	
KR	10-2019-0070718	A	21 June 2019	(Family: none)	
JP	2018-20024	A	08 February 2018	(Family: none)	
JP	2020-116315	A	06 August 2020	US 2021/0038068 A1 entire text, all drawings WO 2020/158282 A1 EP 3918975 A1	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 3/10(2006.01)i FI: A61B3/10 100														
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）） A61B3/10 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>1971-2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2022年</td> </tr> </table> 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）			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2022年	日本国実用新案登録公報	1996-2022年	日本国登録実用新案公報	1994-2022年				
日本国実用新案公報	1922-1996年													
日本国公開実用新案公報	1971-2022年													
日本国実用新案登録公報	1996-2022年													
日本国登録実用新案公報	1994-2022年													
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												
X	JP 2018-43085 A（カール ツアイス メディテック アクチエンゲゼルシャフト） 22.03.2018（2018-03-22） [0018]-[0026], [図1]-[図5]	1-2, 5, 7-8												
Y		3-4, 6												
Y	JP 2015-188546 A（キヤノン株式会社）02.11.2015（2015-11-02） [0037]	3-4												
Y	JP 2020-48911 A（株式会社トプコン）02.04.2020（2020-04-02） [0172]-[0230]	6												
A	KR 10-2019-0070718 A（KOREA INSTITUTE OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY）21.06.2019 （2019-06-21） 全文全図	1-8												
A	JP 2018-20024 A（キヤノン株式会社）08.02.2018（2018-02-08） 全文全図	1-8												
A	JP 2020-116315 A（株式会社トプコン）06.08.2020（2020-08-06） 全文全図	1-8												
☐ 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。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
国際調査を完了した日 16.06.2022	国際調査報告の発送日 19.07.2022													
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 高松 大 2Q 3310 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2022/021237

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2018-43085	A	22.03.2018	US 2013/0208240 A1 FIGs. 1-5, [0029]-[0036] WO 2013/117699 A1	
JP	2015-188546	A	02.11.2015	US 2015/0279063 A1 [0050]	
JP	2020-48911	A	02.04.2020	(ファミリーなし)	
KR	10-2019-0070718	A	21.06.2019	(ファミリーなし)	
JP	2018-20024	A	08.02.2018	(ファミリーなし)	
JP	2020-116315	A	06.08.2020	US 2021/0038068 A1 全文全図 WO 2020/158282 A1 EP 3918975 A1	