

(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  
2023年10月19日(19.10.2023)



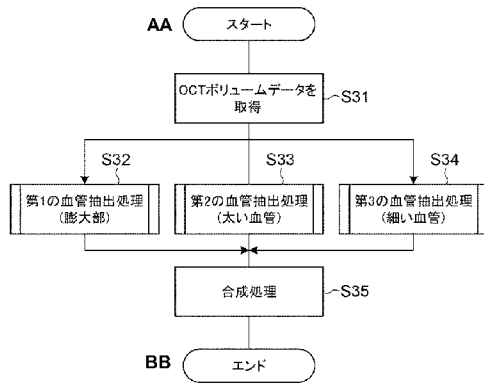
(10) 国際公開番号

WO 2023/199847 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 3/12 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/014303
- (22) 国際出願日: 2023年4月6日(06.04.2023)
- (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 2022-066635 2022年4月13日(13.04.2022) 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15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15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 葛西 洋志 (KASAI, Hiroshi); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 吉媛 テイ (JI, Yuanting); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15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, CV, 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, MG, MK, MN, MU, 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, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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,

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

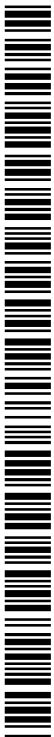
(54) 発明の名称: 画像処理方法、画像処理装置、及びプログラム



- S31 Acquire OCT volume data  
S32 First blood vessel extraction processing (ampullae)  
S33 Second blood vessel extraction processing (thick blood vessels)  
S34 Third blood vessel extraction processing (fine blood vessels)  
S35 Synthesis processing  
AA Start  
BB End

(57) Abstract: An image processing method carried out by a processor, wherein the image processing method includes a step in which an image of a choroid is acquired, a step in which enhancement processing for enhancing the contrast of the acquired image is performed, a step in which the image subjected to the enhancement processing is subjected to binarization processing, and a step in which an area corresponding to choroidal vessels in the choroid is extracted from the image subjected to the binarization processing.

(57) 要約: プロセッサが行う画像処理方法であって、脈絡膜が写った画像を取得するステップと、取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行うステップと、前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行うステップと、前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップと、を含む。



WO 2023/199847 A1

IT, LT, LU, LV, MC, ME, 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)）

## 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] 米国特許第10238281号公報には、光干渉断層計を用いて被検眼のボリュームデータを生成する技術が開示されている。従来、被検眼のボリュームデータに基づいて血管を可視化することが望まれている。

### 発明の概要

[0003] 第1態様は、プロセッサが行う画像処理方法であって、脈絡膜が写った画像を取得するステップと、取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行うステップと、前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行うステップと、前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップと、を含む、画像処理方法である。

[0004] 第2態様は、脈絡膜が写った画像を取得する画像取得部と、取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行う強調処理部と、前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行う二値化処理部と、前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出する領域抽出部と、を備える、画像処理装置である。

[0005] 第3態様は、画像処理を行うプログラムであって、プロセッサに、脈絡膜が写った画像を取得するステップと、取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行うステップと、前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行うステップと、前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップと、を処理させる、プログラムである。

### 図面の簡単な説明

- [0006] [図1]実施形態に係る眼科システムの概略構成図である。
- [図2]実施形態に係る眼科装置の概略構成図である。
- [図3]サーバの概略構成図である。
- [図4]サーバのCPUにおいて、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5]サーバによる画像処理の流れの一例を示すフローチャートである。
- [図6]脈絡膜血管の画像形成処理の流れの一例を示すフローチャートである。
- [図7]第1の血管抽出処理による第1の画像処理の流れの一例を示すフローチャートである。
- [図8]第2の血管抽出処理による第2の画像処理の流れの一例を示すフローチャートである。
- [図9]第3の血管抽出処理による第3の画像処理の流れの一例を示すフローチャートである。
- [図10]眼球と渦静脈の位置との関係を示す模式図である。
- [図11]OCTボリュームデータとe n - f a c e 画像の関係を示す図である。
- 。
- [図12]渦静脈を含む脈絡膜血管の眼底画像の一例を示す図である。
- [図13]渦静脈の立体画像の概念図である。
- [図14]コントラスト強調処理に関する説明図である。
- [図15]微細領域接続処理に関する説明図である。
- [図16]渦静脈の周辺における脈絡膜血管の立体画像の一例を示す図である。
- [図17]渦静脈の立体画像を用いた表示画面の一例を示す図である。

### 発明を実施するための形態

- [0007] 以下、本開示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、「ビューフ」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] サーバ140は、本開示の「画像処理装置」の一例である。

[0009] 眼科装置110、サーバ140、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が画像処理機能及びビューワ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、画像処理及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、画像処理及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、及びビューワ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「OC

T」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（e n - f a c e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。
- [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（I/F）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204（図4参照）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] 広角光学系30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ー光を照射させ、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、本開示は、これに限定されない。例えば、SLOユニット18は、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、及びビームスプリッタ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、IR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IR光検出素子76により受光される。CPU16A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IR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。IR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IR-UWF-SLO画像（IR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IR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色眼底画像及び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の眼底の後極部から赤道部178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、および第二の光カプラ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、測定光として、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。測定光は広角光学系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測定光は、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、第二の光カプラ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、第二の光カプラ20Fに入射する。

[0041] 第二の光カプラ20Fに入射されたこれらの光、すなわち、眼底で反射された測定光と、参照光とは、第二の光カプラ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（図4参照）の制御下で動作する画像処理器17は、センサ20Bで検出された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e n - f a c e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6mm×6mm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6mm×6mmに限らず、12mm×12mmや23mm×23mmの正方形の範囲でもよいし、14mm×9mm、6mm×3.5mm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6mm、12mm、23mm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12A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e n - f a c e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16Fを介して眼科装置110からサーバ140へ送付され、図3で説明する記憶装置254に記憶される。

[0046] なお、本実施形態では、光源20Aが波長掃引タイプのSS-OCT（S w e p t - S o u r c e O C T）を例示するが、SD-OCT（S p e c t r a l - D o m a i n O C T）、TD-OCT（T i m e - D o m a i n O C T）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、サーバ140の電気系の構成を説明する。図3に示すように、サーバ140は、コンピュータ本体252を備えている。コンピュータ本体252は、CPU262、RAM266、ROM264、入出力(I/O)ポート268を有する。入出力(I/O)ポート268には、記憶装置254、ディスプレイ256、マウス255M、キーボード255K、および通信インターフェース(I/F)258が接続されている。記憶装置254は、例えば、不揮発メモリで構成される。入出力(I/O)ポート268は、通信インターフェース(I/F)258を介して、ネットワーク130に接続されている。従って、サーバ140は、眼科装置110、およびビューワ150と通信することができる。

[0048] ROM264又は記憶装置254には、画像処理プログラム(図5から図9)が記憶されている。

[0049] ROM264又は記憶装置254は、本開示の「メモリ」の一例である。CPU262は、本開示の「プロセッサ」の一例である。画像処理プログラムは、本開示の「プログラム」の一例である。

[0050] サーバ140は、眼科装置110から受信した各データを、記憶装置254に記憶する。

[0051] サーバ140のCPU262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。図4に示すように、CPU262で実行される画像処理プログラムは、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。CPU262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、CPU262は、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「画像取得部」、「強調処理部」及び「領域抽出部」の一例である。

[0052] 次に、図5を用いて、サーバ140による画像処理のメインフローチャートを説明する。サーバ140のCPU262が画像処理プログラムを実行することで、図5に示す画像処理(画像処理方法)が実現される。

- [0053] まず、ステップS 10で、画像処理部206は、記憶装置254から眼底画像を取得する。当該眼底画像は、ユーザの指示に基づき、立体表示対象の渦静脈に関するデータを含む。
- [0054] 次に、ステップS 20で、画像処理部206は、記憶装置254から眼底画像に対応する脈絡膜を含むOCTボリュームデータを取得する。
- [0055] 次のステップS 30で、画像処理部206は、前記OCTボリュームデータに基づいて脈絡膜血管を抽出し、渦静脈血管の立体画像（3D画像）を生成する脈絡膜血管の画像形成処理（詳細は後述）を実行する。
- [0056] 渦静脈血管の立体画像（3D画像）が生成されると、ステップS 40で、処理部208は、生成された渦静脈血管の立体画像（3D画像）を出力、具体的には、RAM 266または記憶装置254に保存し、画像処理を終了する。
- [0057] ここでは、ユーザの指示に基づき、渦静脈の立体画像を含むディスプレイ・スクリーン（後述する図17に、ディスプレイ・スクリーンの例を示す）が表示制御部204により生成される。生成されたディスプレイ・スクリーンが画像信号として、処理部208により、ビューワ150に出力される。ビューワ150のディスプレイにディスプレイ・スクリーンが表示される。
- [0058] 次に、ステップS 30の渦静脈（VV）に関する立体画像を生成する脈絡膜血管の画像形成処理を、図6を用いて詳細に説明する。
- [0059] ここで、図10に、眼球における脈絡膜12Mと渦静脈12V1、V2との位置関係を示す。

図10において、網目状の模様は脈絡膜12Mの脈絡膜血管を示している。脈絡膜血管は脈絡膜全体に血液をめぐる。そして、被検眼12に複数（通常4つから6つ）存在する渦静脈から眼球の外へ血液が流れる。図10では眼球の片側に存在する上側渦静脈12V1と下側渦静脈12V2が示されている。渦静脈は、赤道部の近傍に存在することが多い。そのため、被検眼12に存在する渦静脈及び渦静脈周辺の脈絡膜血管を撮影するには、例えば内部照射角が200°で走査できる眼科装置110を用いて行われる。

- [0060] まず、画像処理部206は、ステップS10で、眼底画像を取得し、立体表示対象の渦静脈(VV)を特定する。ここでは、一例として、UWF-SLO画像をUWF眼底画像として記憶装置254から取得する。次に、画像処理部206は、取得したUWF-SLO画像から、二値化画像である脈絡膜血管画像を作成する。そして、ユーザにより指示された部位を、立体表示対象の渦静脈として特定する。
- [0061] 図12は、渦静脈を含む脈絡膜血管の眼底画像である。図12に示す眼底画像は、UWF-SLO画像から、作成された二値化画像である脈絡膜血管画像の一例である。脈絡膜血管画像は、図12に示すように、脈絡膜血管や渦静脈に相当する画素が白で、他の領域の画素は黒で二値化された画像である。
- [0062] また、図12は、渦静脈に接続している脈絡膜血管が存在していることを示す画像302である。画像302は、ユーザによる指示領域310Aに含まれる上側渦静脈12V1の画像である渦静脈310V1が、立体表示対象の渦静脈(VV)として特定され、脈絡膜血管を含む領域が特定された場合を示している。
- [0063] 渦静脈(VV)を含む脈絡膜血管画像は、赤色光(波長630~660nmのレーザ光)で撮影されたR-UWF-SLO画像(R色眼底画像)と緑色光(波長500~550nmのレーザ光)で撮影されたG-UWF-SLO画像(G色眼底画像)の画像データを画像処理することにより生成される。具体的には、G色眼底画像から網膜血管を抽出し、R色眼底画像から網膜血管を除去し、脈絡膜血管を強調処理する画像処理を行うことにより脈絡膜血管画像が生成される。なお、脈絡膜血管画像を生成する方法について、国際公開WO2019/181981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。
- [0064] また、上記では、ユーザの指示により立体表示対象の渦静脈を特定する場合を説明したが、本開示はこれに限定されない。立体表示対象の渦静脈の位置は、手動検出でもよく、自動検出でもよい。例えば、手動検出の場合、表

示された脈絡膜血管をユーザが目視して指示した位置を検出すればよい。自動検出する場合、例えば、脈絡膜血管画像から脈絡膜血管を抽出し、各脈絡膜血管の移動方向（血管走行方向）を推定し、脈絡膜血管が集まる位置に基づいて、渦静脈の位置を推定すればよい。

[0065] 次に、図6のステップS31で、画像処理部206は、ステップS20で取得したOCTボリュームデータ400（図11を参照）から脈絡膜に相当する領域を抽出し、抽出された領域に基づいて、脈絡膜部分のOCTボリュームデータを抽出（取得）する。

[0066] OCTボリュームデータ400は、図11に示すように、被検眼に複数存在する渦静脈VVの1つを眼科装置110によりOCT撮影をして得られた、渦静脈VVを含む所定面積、例えば、6mm×6mmの矩形領域のOCTボリュームデータ400である。OCTボリュームデータ400に対して第1面f401から第N面f40Nまでの深さの異なるN枚の面が設定される。OCTボリュームデータ400は、被検眼に複数存在する渦静脈VVの各々が眼科装置110によりOCT撮影して得ておくようにしてもよい。

[0067] 本実施の形態では、OCTボリュームデータ400Dとして、渦静脈と当該渦静脈の周辺の脈絡膜血管を含んだOCTボリュームデータ400を例に説明をする。この場合、脈絡膜血管は、渦静脈と当該渦静脈の周辺の脈絡膜血管を指す。

[0068] 具体的には、画像処理部206は、渦静脈と当該渦静脈の周辺の脈絡膜血管とを含むようにスキャンされたOCTボリュームデータから、脈絡膜血管が存在する領域のOCTボリュームデータ400において、網膜色素上皮細胞層400R（Retinal Pigment Epithelium、以下、RPE層と称する）から下の領域のOCTボリュームデータ400Dを抽出する。

[0069] まず、画像処理部206は、OCTボリュームデータ400に対し、各層の境界面を特定する画像処理を行うことによりRPE層400Rが特定される。また、OCTボリュームデータの中で最も高輝層をRPE層400Rと

して、特定するようにしてもよい。

[0070] そして、画像処理部206は、RPE層400Rより深い所定範囲の領域（眼球の中心から見てRPE層より遠い所定範囲の領域）の脈絡膜の領域の画素データを、OCTボリュームデータ400Dとして抽出する。深い領域のOCTボリュームデータは均一ではない場合もあるので、画像処理部206は、図11に示すようにRPE層400Rから、境界面を特定する上記画像処理で得られる底面400Eまでの間の領域を、OCTボリュームデータ400Dとして抽出してもよい。

RPE層400Rより深い所定範囲の領域の脈絡膜の領域は、本開示の「脈絡膜部分」の一例である。

[0071] 以上の処理により、脈絡膜血管の立体画像を生成するためのOCTボリュームデータ400Dが抽出される。

[0072] 次に、ステップS32で、画像処理部206は、OCTボリュームデータ400Dを用いて第1の血管抽出処理（膨大部抽出）を実行する。第1の血管抽出処理は、第1の血管である膨大部を形成する脈絡膜血管（以下、膨大部という。）を抽出する処理である。第1の血管抽出処理（膨大部抽出）では、図7に示す第1の画像処理が実行される。

[0073] 画像処理部206は、ステップS322で、第1の血管抽出処理（膨大部抽出）の前処理として、OCTボリュームデータ400Dに対して二値化処理を施す処理を実行する。具体的には、二値化の閾値を、血管膨大部を残すような所定の閾値に設定することにより、OCTボリュームデータDは、血管膨大部が黒画素、それ以外の部分が白画素となる。

[0074] 次に、画像処理部206は、ステップS324で、二値化されたOCTボリュームデータ400Dにおいてノイズ領域を削除するノイズ除去処理を実行する。具体的には、画像処理部206は、二値化されたOCTボリュームデータ400Dにおいてノイズ領域を削除することにより、OCTボリュームデータから膨大部である第1の脈絡膜血管を抽出する。これにより、第1の立体画像が生成される。ノイズ領域は、黒画素の領域が孤立した領域であ

ったり、細い血管に相当する領域であったりする。このようなノイズ領域を削除するために、画像処理部206は、メディアンフィルター、opening処理、又は、収縮処理などを二値化されたOCTボリュームデータ400Dに施し、ノイズ領域を削除する。

[0075] さらに、画像処理部206は、ステップS326で、抽出した膨大部の表面平滑化のため、上記ノイズ領域が削除されたOCTボリュームデータに、セグメンテーション処理（動的輪郭、グラフカット、又はU-netなどの画像処理）を実行する。このステップS326は省略可能である。なお、ここで言う「セグメンテーション」とは、解析を行う画像に対して背景と前景を分離する二値化処理を行う画像処理のことをいう。

[0076] このような第1の血管抽出処理を行うことにより、OCTボリュームデータ400Dから膨大部の領域のみが残ることになり、図13に示す膨大部の血管の立体画像680Bが生成される。膨大部の血管の立体画像680Bの画像データは処理部208によりRAM266に保存される。

図13に示す膨大部の血管は、本開示の「第1の脈絡膜血管」の一例であり、膨大部の血管の立体画像680Bは、本開示の「第1の立体画像」の一例である。

[0077] また、画像処理部206は、図6に示すステップS33で、OCTボリュームデータ400Dを用いて第2の血管抽出処理（太い血管抽出）を実行する。第2の血管抽出処理は、膨大部から進展する太い線状の第2の血管である、予め定めた閾値、すなわち予め定めた所定径を越える脈絡膜血管（以下、太い血管という。）を抽出する処理である。第2の血管抽出処理（太い血管抽出）では、膨大部から進展する線状の第2の血管を抽出する。当該太い血管は、主として、ハーラ（Hallier）層に配置される血管を示す。第2の血管抽出処理（太い血管抽出）では、図8に示す第2の画像処理が実行される。

[0078] なお、予め定めた閾値（すなわち予め定めた所定径）は、数100 $\mu$ m径の血管を太い血管として残すように予め定めた数値を用いることが可能であ

る。また、後述する細い血管を残すように定める閾値は、太い血管として残すように定めた数100 $\mu$ m径未満の数値を用いてもよく、太い血管として残すように予め定めた数値より小さい数値を定めてもよい。例えば、数10 $\mu$ m径の血管を細い血管として残すように予め定めた数値を用いることが可能である。

[0079] 画像処理部206は、まず、図8に示すステップS331で、OCTボリュームデータ400Dに対して前処理を施す画像処理を実行する。前処理の一例には、ノイズ除去などを行うぼかし処理が挙げられる。当該ぼかし処理には、スペckルノイズの影響を排除し、正しく血管形状を反映した線状血管抽出を行う処理が適用可能である。スペckルノイズ処理としては、ガウシアンぼかし処理などが挙げられる。

[0080] 次のステップS332で、画像処理部206は、前処理が施されたOCTボリュームデータ400Dに対して、線抽出処理（太い線状血管抽出）を施すことにより、OCTボリュームデータ400Dから太い線状部である第2の脈絡膜血管を抽出する。

[0081] 具体的には、画像処理部206は、例えば、固有値フィルター、ガボールフィルターなどを用いた画像処理を行い、OCTボリュームデータ400Dから、線状血管の領域を抽出する。OCTボリュームデータ400Dでは血管領域は低輝度の画素（黒っぽい画素）であり、低輝度の画素が連続している領域が血管部分として残ることになる。

[0082] 画像処理部206は、ステップS333で、OCTボリュームデータ400Dに対して二値化処理を施す処理を実行する。具体的には、二値化の閾値を、太い血管を残すような所定の閾値に設定することにより、OCTボリュームデータDは、太い血管が黒画素、それ以外の部分が白画素となる。

[0083] さらに、画像処理部206は、ステップS334で、抽出されて二値化された線状血管の領域に対して、周囲の血管とつながっていない孤立している領域を削除する処理、メディアンフィルター処理、オープニング処理、及び収縮処理などの画像処理を行い、離散的な微小領域を除去する。

[0084] 以上の画像処理によって、太い血管である第2の脈絡膜血管に関する第2の立体画像が生成される。

[0085] 上述した第2の血管抽出処理を行うことにより、OCTボリュームデータ400Dから太い血管の領域のみが残ることになり、図13に示す太い血管の立体画像680Lが生成される。太い血管の立体画像680Lの画像データは処理部208によりRAM266に保存される。

[0086] また、図16に、上述した画像処理（図5）により得られる渦静脈VVの周辺における脈絡膜血管の立体画像の一例を示す。

上述した第2の血管抽出処理を行うことにより、OCTボリュームデータ400Dから太い血管の領域のみが残ることになり、図16に示す太い血管の立体画像681Lが生成される。この太い血管の立体画像681Lの画像データも処理部208によりRAM266に保存される。

図13及び図16に示す線状血管は、本開示の「第2の脈絡膜血管」の一例であり、線状血管の立体画像680L及び立体画像681Lは、本開示の「第2の立体画像」の一例である。

[0087] 画像処理部206は、膨大部の立体画像680Bと線状血管の立体画像680Lとを、両方の立体画像の位置合わせを行い、両方の画像の論理和を演算することにより、線状血管の立体画像680Lと膨大部の立体画像680Bとが合成される。これにより、太い血管である渦静脈を含む脈絡膜血管の立体画像680M（図13）を生成することが可能である。上述した太い血管を抽出する処理では、上記所定径より小さい細い血管が除去されることがある。

[0088] ところで、渦静脈を観察する場合、ハーラ（Hallier）層に位置する太い血管に加えて、主としてサトラ（Sattler）層に配置される細い血管を観察することも重要である。例えば、パキコロイド疾患などの診断には、サトラ層における細い血管の解析が有効に機能する。そこで、本開示は、膨大部から進展する細い線状の第3の血管である、予め定めた閾値、すなわち予め定めた所定径以下の脈絡膜血管（以下、細い血管という。）を抽出

する処理を含む。

[0089] 具体的には、画像処理部206は、図6に示すステップS34で、OCTボリュームデータ400Dを用いて第3の血管抽出処理（細い血管抽出）を実行する。第3の血管抽出処理は、膨大部から進展する細い線状の第3の血管である、予め定めた閾値、すなわち予め定めた所定径以下の脈絡膜血管（以下、細い血管という。）を抽出する処理である。第3の血管抽出処理（細い血管抽出）では、膨大部から進展する線状の第3の血管を抽出する。当該細い血管は、主として、サトラ（Sattler）層に配置される血管を示す。第3の血管抽出処理（細い血管抽出）では、図9に示す第3の画像処理が実行される。

[0090] 画像処理部206は、細い血管である第3の血管を抽出する処理において、第1前処理及び第2前処理を含む細い血管用の前処理をOCTボリュームデータ400Dに施す。まず、図9に示すステップS341で、OCTボリュームデータ400Dに対して第1前処理を施す画像処理を実行する。第1前処理の一例には、ノイズ除去を行う処理の一例として、上述したステップS331と同様のぼかし処理が挙げられる。

[0091] 次のステップS342で、画像処理部206は、第1前処理が施されたOCTボリュームデータ400Dに対して、第2前処理を施す画像処理を実行する。第2前処理の一例には、コントラスト強調処理が適用される。コントラスト強調処理は、細い血管を抽出する際に有効に機能する。コントラスト強調処理は、画像のコントラストを処理前より大きくする、すなわち、明暗の差を大きくする処理である。例えば、明るさの度合い（例えば、輝度）の最大値及び最小値の差を処理前の差の値から所定値大きくする。当該所定値は適宜設定可能である。

コントラスト強調処理は、本開示の「強調処理」の一例である。

[0092] 図14に、第2前処理に適用したコントラスト強調処理に関する画像の一例を示す。図14では、細い血管の画像を白画像で示す。

OCTボリュームデータ400Dにおける細い血管を含む画像G10は、

太い血管を含む画像に比べてコントラストが低く、ノイズ除去後に二値化すると、画像G11に示すように、細い血管が描写されないことがある。そこで、細い血管を含む画像G10に対してコントラスト強調処理を施し（画像G12）、二値化すると、画像G13に示すように、細い血管が連続する線状となって表れ、連続する細い血管が分離されることを低減可能となる。

[0093] なお、ステップS342では、画像処理部206は、例えば、固有値フィルター、ガボールフィルターなどを用いた画像処理を行い、OCTボリュームデータ400Dから、細い血管である線状血管の領域を抽出することが可能である。

[0094] 次に、画像処理部206は、図9に示すステップS343で、コントラスト強調処理が施されたOCTボリュームデータ400Dに対して二値化処理を施す画像処理を実行する。具体的には、二値化の閾値を、細い血管を残すような所定の閾値に設定することにより、OCTボリュームデータDは、細い血管が黒画素、それ以外の部分が白画素となる。

[0095] さらに、画像処理部206は、ステップS344で、二値化された画像（細い血管を含む領域）に対して、ステップS333（図8）と同様に、離散的な微小領域を除去する。ここでは、例えば、スペックルノイズ及び周囲の血管に連続しないことが推定される所定距離を隔てて孤立している領域を削除する処理などの画像処理を行い、離散的な微小領域を除去する。なお、微小領域の除去は、予め定めた所定面積以下の領域を除去することを適用可能である。また、微小領域として予め定めた形状の領域を除去することも適用可能である。例えば、離散的な微小領域を楕円に近似する処理を行い、近似された楕円形状が予め定めた所定の楕円率以下となる領域を除去対象の領域として除去することを適用可能である。

[0096] 次のステップS345では、画像処理部206は、後処理として、微小領域が除去されたOCTボリュームデータ400Dに対して、微細領域接続処理を施すことにより、OCTボリュームデータ400Dから細い線状部の細い血管である第3の脈絡膜血管を抽出する。具体的には、画像処理部206

は、例えば、クロージング処理等のモルフォロジー処理などを用いた画像処理を行い、離散的に検出された細い血管を連結することにより、OCTボリュームデータ400Dから細い血管である第3の脈絡膜血管を抽出する。具体的には、予め定めた所定距離以内の第3の脈絡膜血管を連結する。

微細領域接続処理は、本開示の「連結処理」の一例である。

[0097] 図15に、微細領域接続処理に関する画像の一例を示す。図15では、細い血管の画像を白画像で示す。

細い血管は太い血管に比べて曲率が大きくなることがある。当該太い血管に比べて大きい曲率の細い血管を含む画像に対して、上述した線抽出処理（図8に示すステップS332）を行うと線構造として抽出されないことがある。従って、OCTボリュームデータ400Dにおける細い血管を含む画像G20を二値化すると、画像G21に示すように、細い血管において曲率が大きい部位が描写されないことがある。そこで、画像G21に対して微細領域接続処理を施すことで、画像G22に示すように、曲率が大きい部位を有する細い血管であっても、連続する線状となって表れ、連続する細い血管が分離されることを低減可能となる。

[0098] さらに、画像処理部206は、ステップS346で、抽出した細い血管の表面平滑化のため、上記微細領域が接続されたOCTボリュームデータに、セグメンテーション処理（動的輪郭、グラフカット、又はU-netなどの画像処理）を実行する。すなわち、解析を行う画像に対して背景と前景を分離する処理を行う。

[0099] 以上の画像処理によって、細い血管である第3の脈絡膜血管に関する第3の立体画像が生成される。

[0100] 上述した第3の血管抽出処理を行うことにより、OCTボリュームデータ400Dから細い血管の領域のみが残ることになり、図16に示す細い血管の立体画像681Sが生成される。細い血管の立体画像681Sの画像データは処理部208によりRAM266に保存される。

図16に示す細い血管である線状血管は、本開示の「第3の脈絡膜血管」

の一例であり、細い血管の立体画像 681S は、本開示の「第3の立体画像」の一例である。

[0101] ステップ S32、S33、S34 の処理は、上述した処理順序に限定されるものではなく、何れかの処理を先に実行してもよいし、同時に並行して進めてもよい。

[0102] ステップ S32、S33、S34 の処理が完了すると、ステップ S35 で、画像処理部 206 は、膨大部の立体画像、太い血管の立体画像、及び細い血管の立体画像を RAM 266 から読み出す。そして、これらの立体画像の位置合わせを行い、各々の画像の論理和を演算することにより、膨大部の立体画像、太い血管の立体画像、及び細い血管の立体画像が合成される。これにより、渦静脈を含む脈絡膜血管の立体画像 681M (図 16 参照) が生成される。立体画像 681M の画像データは、処理部 208 により RAM 266 や記憶装置 254 に保存される。

渦静脈を含む脈絡膜血管の立体画像 681M は、本開示の「脈絡膜血管の立体画像」の一例である。

[0103] 以下、生成された渦静脈を含む脈絡膜血管の立体画像 (3D 画像) を表示するためのディスプレイ・スクリーンについて説明する。当該ディスプレイ・スクリーンは、ユーザの指示に基づきサーバ 140 の表示制御部 204 により生成され、処理部 208 により、ビューワ 150 に画像信号として出力される。ビューワ 150 は、当該画像信号に基づき、ディスプレイ・スクリーンをディスプレイに表示する。

[0104] 図 17 には、ディスプレイ・スクリーン 500A が示されている。図 17 に示すように、ディスプレイ・スクリーン 500A は、インフォメーションエリア 502 と、イメージディスプレイエリア 504A とを有する。イメージディスプレイエリア 504A には、患者の治療歴を表示するコメントフィールド 506 を含む。

[0105] インフォメーションエリア 502 には、患者 ID ディスプレイフィールド 512、患者名ディスプレイフィールド 514、年齢ディスプレイフィールド

ド516、視力ディスプレイフィールド518、右眼／左眼ディスプレイフィールド520、及び眼軸長ディスプレイフィールド522を有する。患者IDディスプレイフィールド512から眼軸長ディスプレイフィールド522の各表示領域には、ビュー150が、サーバ140から受信した情報に基づいて、各々の情報を表示する。

[0106] イメージディスプレイエリア504Aは、主として被検眼像等を表示する領域である。イメージディスプレイエリア504Aには、以下の各表示フィールドが設けられている、具体的には、UWF眼底画像表示フィールド542、及び脈絡膜血管の立体画像表示フィールド548を含む。図示は省略したが、イメージディスプレイエリア504Aには、OCTボリュームデータ概念図表示フィールド、及び断層画像表示フィールド546を重畳表示可能である。

[0107] イメージディスプレイエリア504Aに含まれるコメントフィールド506は、患者の治療歴の表示、及びユーザである眼科医が観察した結果、並びに診断結果を任意に入力できる備考欄として機能する。

[0108] UWF眼底画像表示フィールド542には、被検眼の眼底を眼科装置110で撮影したUWF-SLO眼底画像542Bが表示されている。UWF-SLO眼底画像542Bには、OCTボリュームデータを取得した位置を示す範囲542Aが重畳表示されている。当該UWF-SLO画像に関連付けられたOCTボリュームデータが複数存在する場合は、複数の範囲が重畳表示するようにし、ユーザは、複数の範囲から、1つの位置を選択するようにしてもよい。図17では、UWF-SLO画像の右上の渦静脈を含む範囲をスキャンしたことを示している。

[0109] 脈絡膜血管の立体画像表示フィールド548には、OCTボリュームデータを画像処理して得られた脈絡膜血管の立体画像（3D画像）548Bが表示される。当該立体画像548Bは、ユーザの操作により立体画像を3軸で回転できる。また、脈絡膜血管の立体画像548Bは、膨大部548Xから進展する第2の脈絡膜血管の画像（太い血管の立体画像）及び第3の脈絡膜

血管の画像（細い血管の立体画像）を異なる表示形態で表示可能である。図17では、膨大部548Xから進展する太い血管の立体画像548Lを実線で示し、細い血管の立体画像548Sを点線で示している。また、太い血管の立体画像548Lと、細い血管の立体画像548Sとを異なる色彩で表示するようにしてもよし、画像の背景（塗りつぶし）の形態を異ならせてもよい。

[0110] また、脈絡膜血管の立体画像表示フィールド548には、上述したOCTボリュームデータに、セグメンテーション処理によって得られる層を重畳表示することが可能である。図17では、長点線で層の境界548Tを表示した一例が示されている。この境界548Tは、ハーラ層及びサトラ層を確認する目安として用いることが可能となる。

[0111] ディスプレイ・スクリーン500Aのイメージディスプレイエリア504Aによれば、太い血管及び細い血管を含む脈絡膜血管の立体画像を確認することができる。渦静脈を含む範囲をスキャンすれば、渦静脈とその周辺の太い血管及び細い血管を含む脈絡膜血管を立体画像で表示することができ、ユーザは診断のためのより多くの情報を得ることが可能となる。

[0112] また、イメージディスプレイエリア504Aによれば、UWF-SLO画像上のOCTボリュームデータの位置を把握することができる。

[0113] 更に、イメージディスプレイエリア504Aによれば、立体画像の断面を任意に選択することができ、断層画像を表示させることにより、脈絡膜血管の詳細な情報をユーザは得ることができる。

[0114] また、本実施形態による脈絡膜血管の立体表示では、OCT-A（OCT-アンジオグラフィー）を用いることなく、脈絡膜血管の立体表示を行うことができる。OCTボリュームデータの差分をとりモーションコントラストを得るような複雑な計算量の多い処理を行うことなく、脈絡膜血管の立体画像を生成することが可能となる。OCT-Aでは差分をとるために異なる時間で複数回のOCTボリュームデータを必要とするが、本実施の形態では、モーションコントラストの抽出処理を行うことなく、1つのOCTボリューム

ムデータに基づいて脈絡膜血管の立体画像を生成することができる。

[0115] 以上説明したように本実施の形態では、脈絡膜を含むOCTボリュームデータに基づいて渦静脈とその周辺の太い血管及び細い血管を含む脈絡膜血管を抽出し、各々の脈絡膜血管の立体画像を生成するので、太い血管及び細い血管を含む脈絡膜を立体的に可視化することが可能となる。

[0116] また、本実施の形態では、OCTボリュームデータに基づいて、OCT-A（OCT-アンジオグラフィー）を用いることなく、太い血管及び細い血管を含む脈絡膜血管の立体画像を生成する。よって、本実施の形態では、OCTボリュームデータの差分をとりモーションコントラストを抽出する複雑な計算量の多い処理を行うことなく、太い血管及び細い血管を含む脈絡膜血管の立体画像を生成することができ、計算量を減少させることができる。

[0117] 上記実施の形態では、画像処理（図5）は、サーバ140が実行しているが、本開示はこれに限定されず、眼科装置110、ビューフ150、又は、ネットワーク130に更に設けた追加画像処理装置が実行してもよい。

[0118] 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。

[0119] 以上説明した各例では、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を例示したが、本開示はこれに限定されるものではなく、少なくとも一部の処理をハードウェア構成で実現してもよい。また、上記では、汎用的なプロセッサの一例としてCPUを用いて説明したが、プロセッサとは広義的なプロセッサを指し、汎用的なプロセッサ（例えばCPU：Central Processing Unit、等）や、専用のプロセッサ（例えばGPU：Graphics Processing Unit、ASIC：Application Specific Integrated Circuit、FPGA：Field Programmable Gate Array、プログラマブル論理デバイス、等）を含むものである。従って、ハードウェア構成のみによって、画像処理が実行されるようにしてもよいし、画像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。

[0120] また、上述したプロセッサの動作は、1つのプロセッサによって成すのみでなく、複数のプロセッサが連携して成すものであってもよく、物理的に離れた位置に存在する複数のプロセッサが協働して成すものであってもよい。

[0121] また、上述した処理をコンピュータにより実行させるために、上述した処理をコンピュータで処理可能なコードで記述したプログラムを光ディスク等の記憶媒体等に記憶して流通するようにしてもよい。

[0122] このように本開示は、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。

[0123] (第1の技術)

脈絡膜を含むOCTボリュームデータを取得する取得部と、  
前記OCTボリュームデータに基づいて、予め定めた所定径を越える脈絡膜血管と、前記所定径以下の脈絡膜血管を抽出し、前記脈絡膜血管の立体画像を生成する生成部と、  
を備える画像処理装置。

[0124] (第2の技術)

取得部が、脈絡膜を含むOCTボリュームデータを取得するステップと、  
生成部が、前記OCTボリュームデータに基づいて、予め定めた所定径を越える脈絡膜血管と、前記所定径以下の脈絡膜血管を抽出し、前記脈絡膜血管の立体画像を生成するステップと、  
を含む画像処理方法。  
画像処理部206は、本開示の「取得部」及び「生成部」の一例である。  
以上の開示内容から以下の技術が提案される。

[0125] (第3の技術)

画像処理するためのコンピュータプログラム製品であって、  
前記コンピュータプログラム製品は、それ自体が一時的な信号ではないコンピュータ可読記憶媒体を備え、

前記コンピュータ可読記憶媒体には、プログラムが格納されており、  
前記プログラムは、  
プロセッサに、  
脈絡膜を含むOCTボリュームデータを取得するステップと、  
前記OCTボリュームデータに基づいて、予め定めた所定径を越える脈絡膜血管と、前記所定径以下の脈絡膜血管を抽出し、前記脈絡膜血管の立体画像を生成するステップと、  
を処理させる、  
コンピュータプログラム製品。  
サーバ140は、本開示の「コンピュータプログラム製品」の一例である。

[0126] 以上、本開示の技術を実施形態を用いて説明したが、上述した画像処理はあくまでも一例であり、本開示の技術的範囲は上記実施形態に記載の範囲には限定されない。従って、主旨を逸脱しない範囲内で不要な処理を削除したり、新たな処理を追加したり、処理順序を入れ替えたりする等の上記実施形態に多様な変更または改良を加えることができ、当該変更または改良を加えた形態も本開示の技術的範囲に含まれる。

[0127] なお、日本国特許出願第2022-066635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。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。

## 請求の範囲

- [請求項1] プロセッサが行う画像処理方法であって、  
脈絡膜が写った画像を取得するステップと、  
取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行うステップと、  
前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行うステップと、  
前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップと、  
を含む、画像処理方法。
- [請求項2] 前記脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップは、  
前記抽出された複数の前記領域を連結する連結処理を行うステップを含む、  
請求項1に記載の画像処理方法。
- [請求項3] 前記連結処理を行うステップは、  
前記抽出された複数の前記領域である第1領域と第2領域とをそれぞれ拡張する拡張処理を行い、前記拡張により交差した前記第1領域の端部と前記第2領域の端部とを連結する、  
請求項2に記載の画像処理方法。
- [請求項4] 前記連結処理を行うステップは、  
前記抽出された複数の前記領域である第1領域と第2領域とをそれぞれ長軸方向に延長し、前記延長により交差した前記第1領域の端部と前記第2領域の端部とを連結する、  
請求項2に記載の画像処理方法。
- [請求項5] 前記脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップは、  
前記画像内で離散的に抽出された前記領域を除去するステップを含む、請求項1から4のいずれか一項に記載の画像処理方法。
- [請求項6] 前記抽出された前記脈絡膜血管に対応する領域に基づいて、脈絡膜

血管画像を生成するステップをさらに有する、

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の画像処理方法。

[請求項7]

前記脈絡膜血管画像を生成するステップは、

前記強調処理を行うステップと前記二値化処理を行うステップと前記脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップとを含む第 1 ステップにより前記取得された画像から抽出された第 1 の前記領域に基づいて第 1 の脈絡膜血管画像を生成するステップと、

前記第 1 ステップとは異なる第 2 ステップにより前記画像から抽出された、前記脈絡膜血管とは径が異なる別の脈絡膜血管に対応する第 2 の前記領域に基づいて、第 2 の脈絡膜血管画像を生成するステップと、

前記第 1 の脈絡膜血管画像と前記第 2 の脈絡膜血管画像を合成し前記脈絡膜血管画像を生成するステップと、

を含む、請求項 6 に記載の画像処理方法。

[請求項8]

前記脈絡膜血管画像を生成するステップは、

前記第 1 の脈絡膜血管画像を生成するステップと、

前記第 2 の脈絡膜血管画像を生成するステップと、

前記第 1 ステップ及び第 2 ステップとは異なる第 3 ステップにより前記画像から抽出された、前記脈絡膜血管および前記別の脈絡膜血管とは異なる脈絡膜血管に対応する第 3 の前記領域に基づいて、第 3 の脈絡膜血管画像を生成するステップと、

前記第 1 の脈絡膜血管画像、前記第 2 の脈絡膜血管画像、及び、前記第 3 の脈絡膜血管画像を合成し前記脈絡膜血管画像を生成するステップと、

を含む、請求項 7 に記載の画像処理方法。

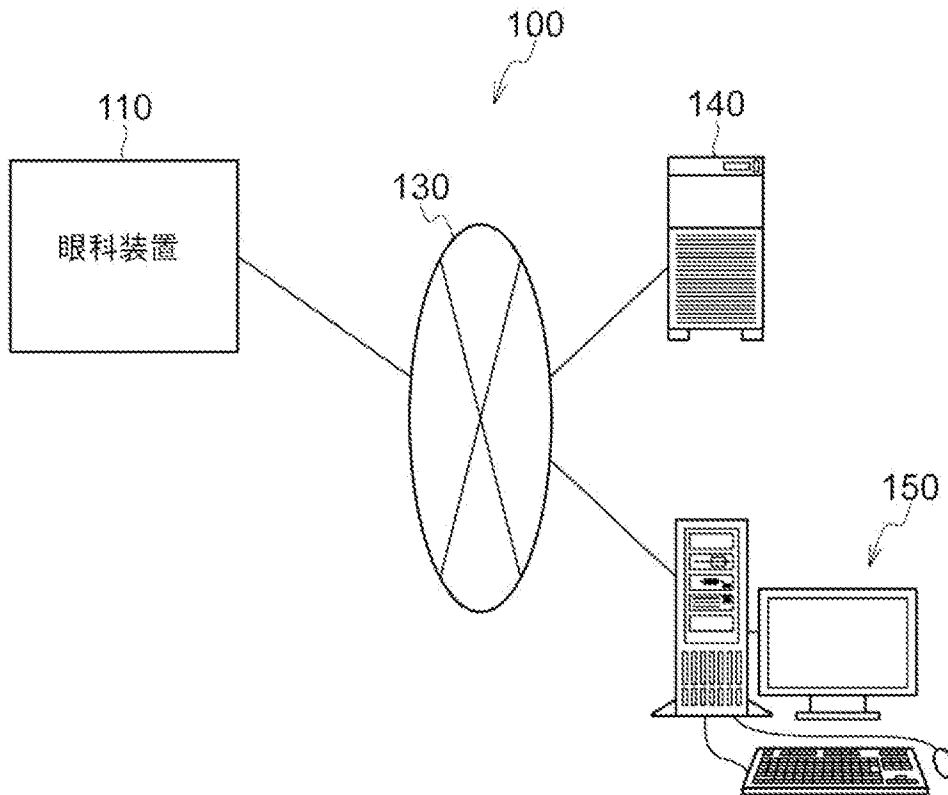
[請求項9]

複数の脈絡膜血管画像に基づいて、脈絡膜血管の立体画像を生成するステップをさらに有する、

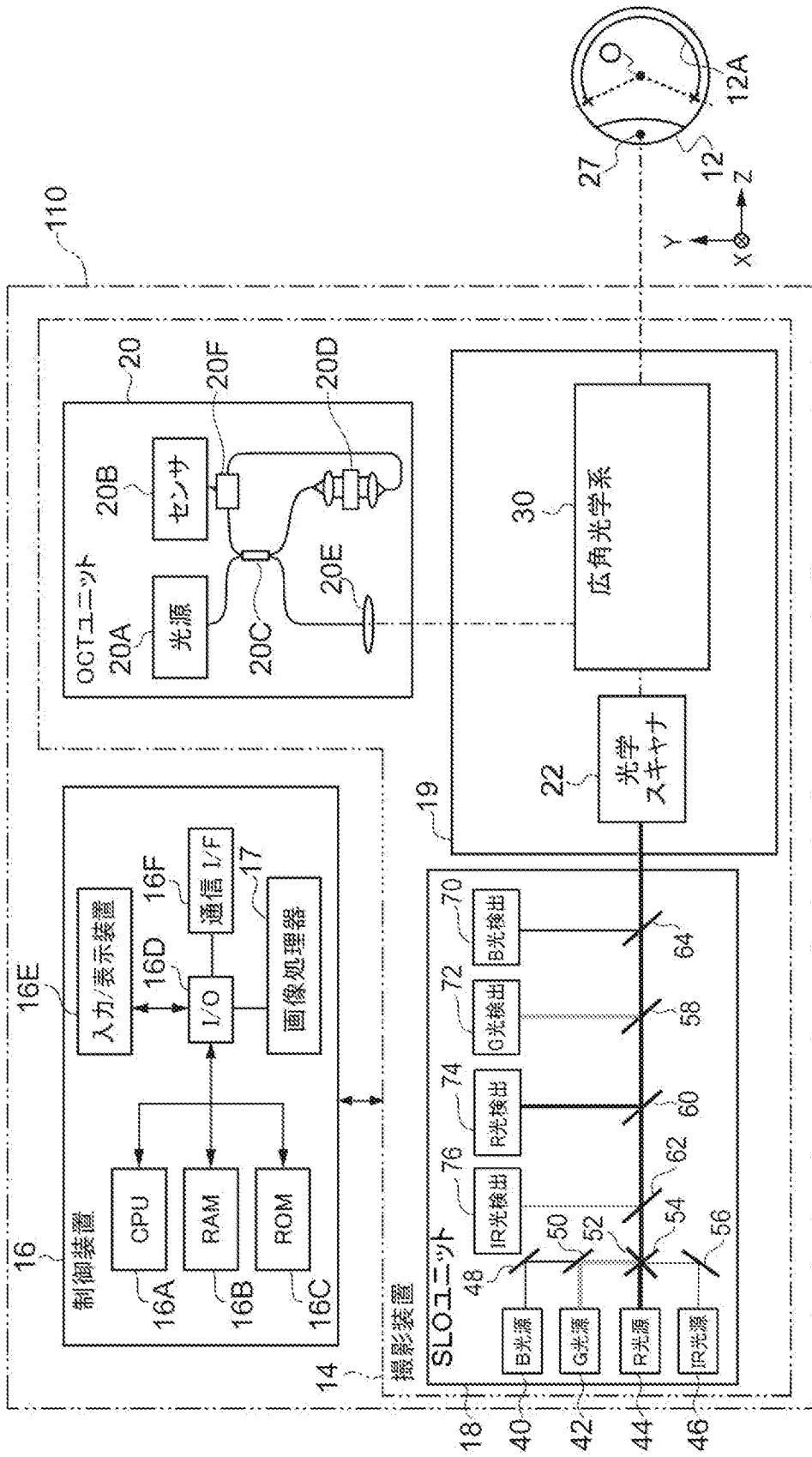
請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の画像処理方法。

- [請求項10] 前記第1の脈絡膜血管画像と前記第2の脈絡膜血管画像とに基づいて、脈絡膜血管の立体画像を生成するステップをさらに有する、請求項8に記載の画像処理方法。
- [請求項11] 前記画像を取得するステップは、眼底の少なくとも渦静脈を含む領域をスキャンして取得する、請求項1から10のいずれか一項に記載の画像処理方法。
- [請求項12] 脈絡膜が写った画像を取得する画像取得部と、  
取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行う強調処理部と、  
前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行う二値化処理部と、  
前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出する領域抽出部と、  
を備える、画像処理装置。
- [請求項13] 画像処理を行うプログラムであって、  
プロセッサに、  
脈絡膜が写った画像を取得するステップと、  
取得された前記画像のコントラストを強調する強調処理を行うステップと、  
前記強調処理された前記画像に対して二値化処理を行うステップと、  
、  
前記二値化処理された前記画像から、前記脈絡膜内の脈絡膜血管に対応する領域を抽出するステップと、  
を処理させる、プログラム。

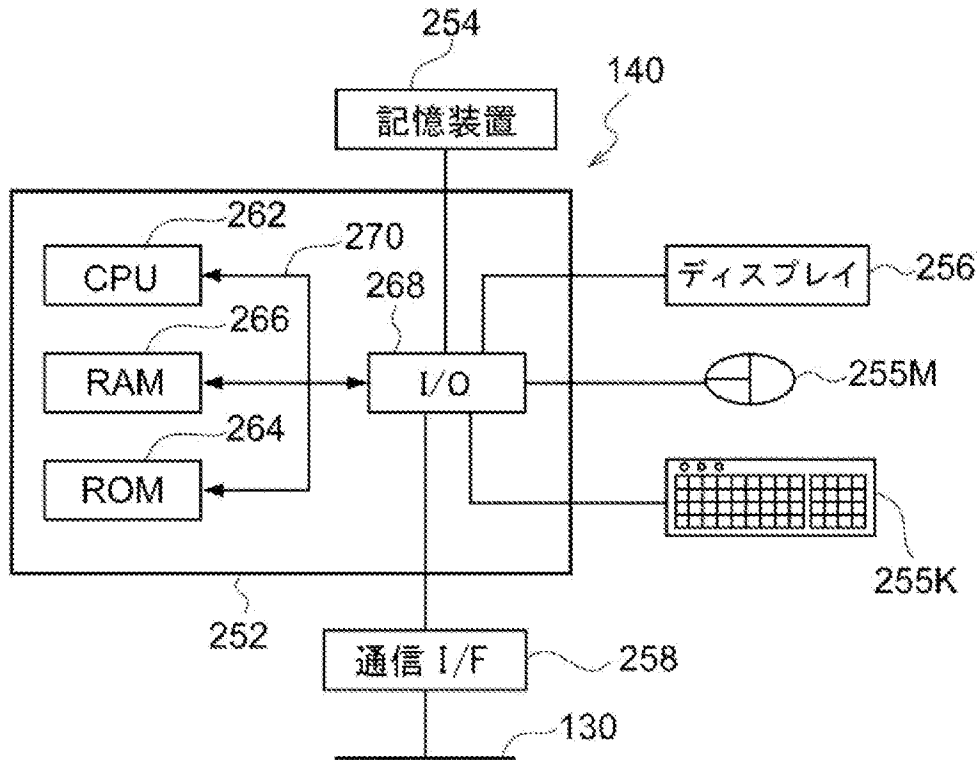
[図1]



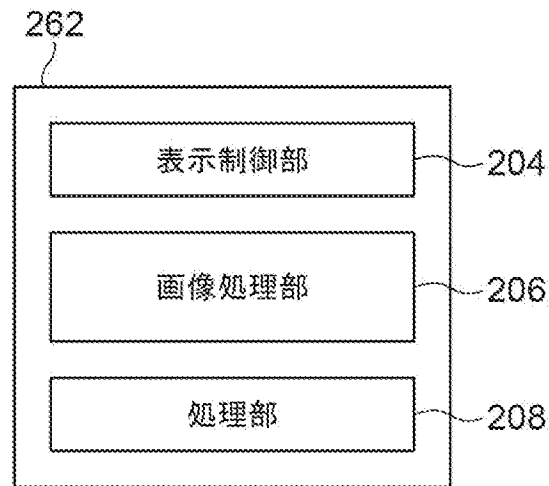
[図2]



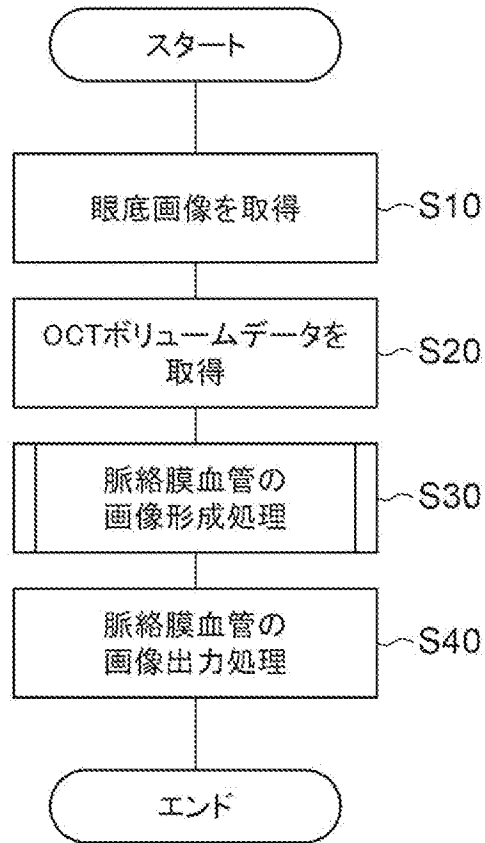
[図3]



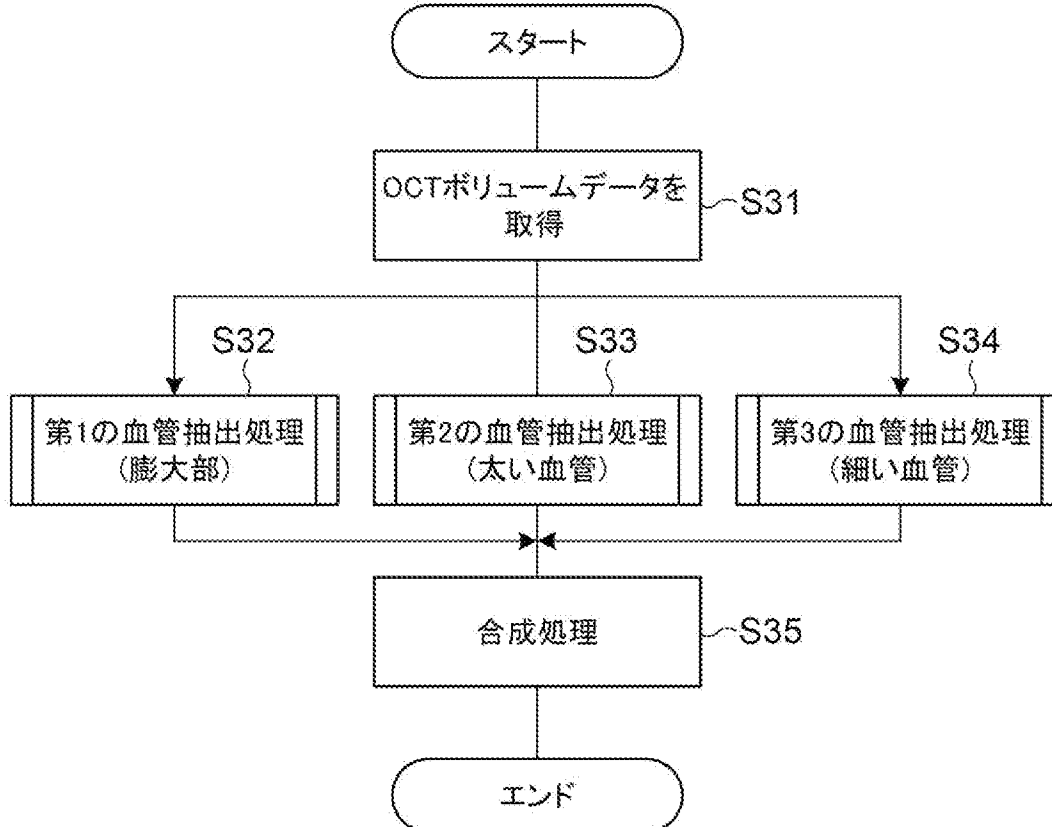
[図4]



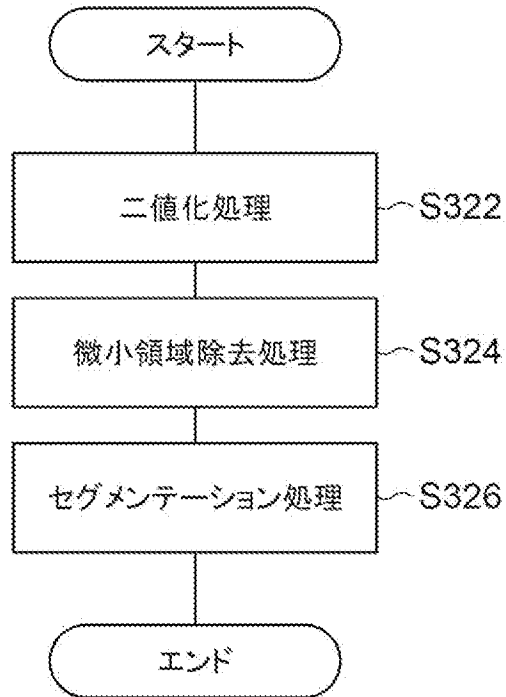
[図5]



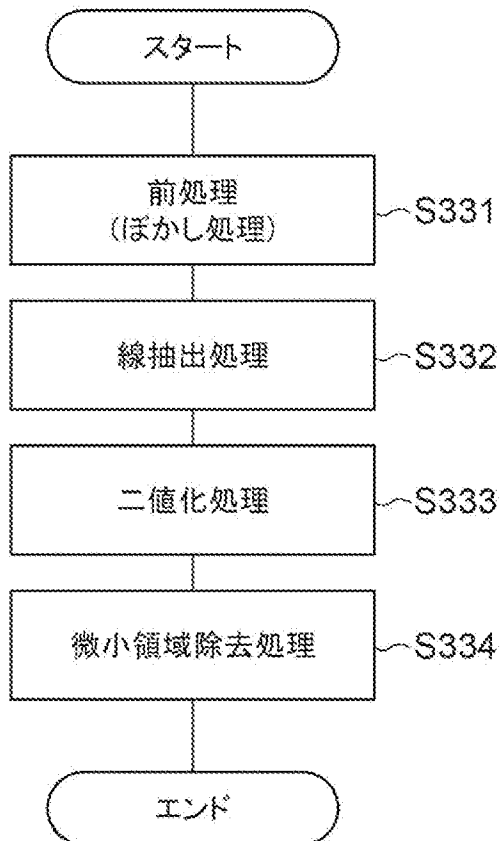
[図6]



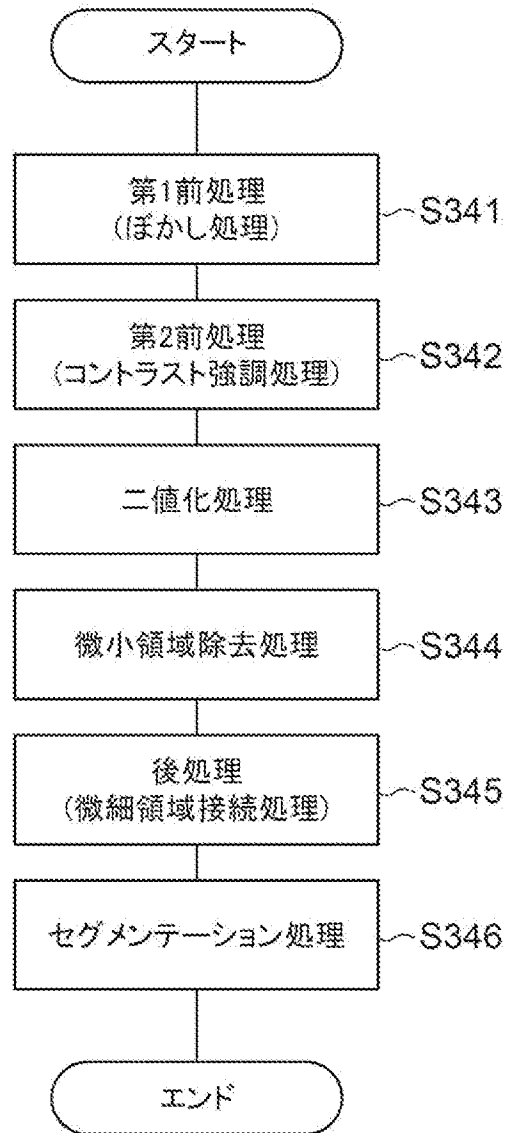
[図7]



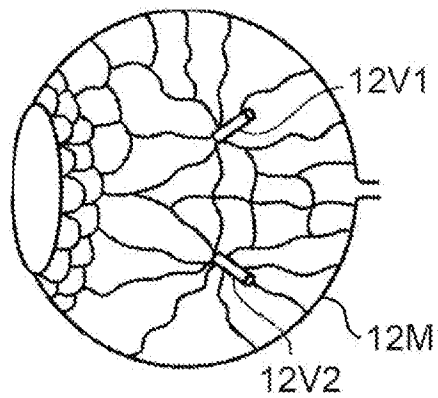
[図8]



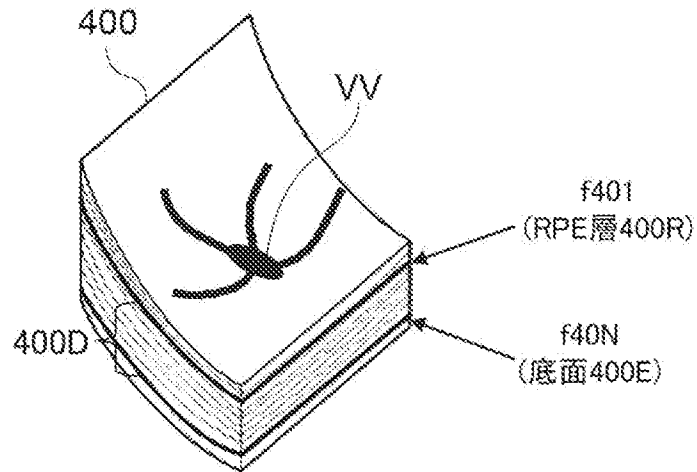
[図9]



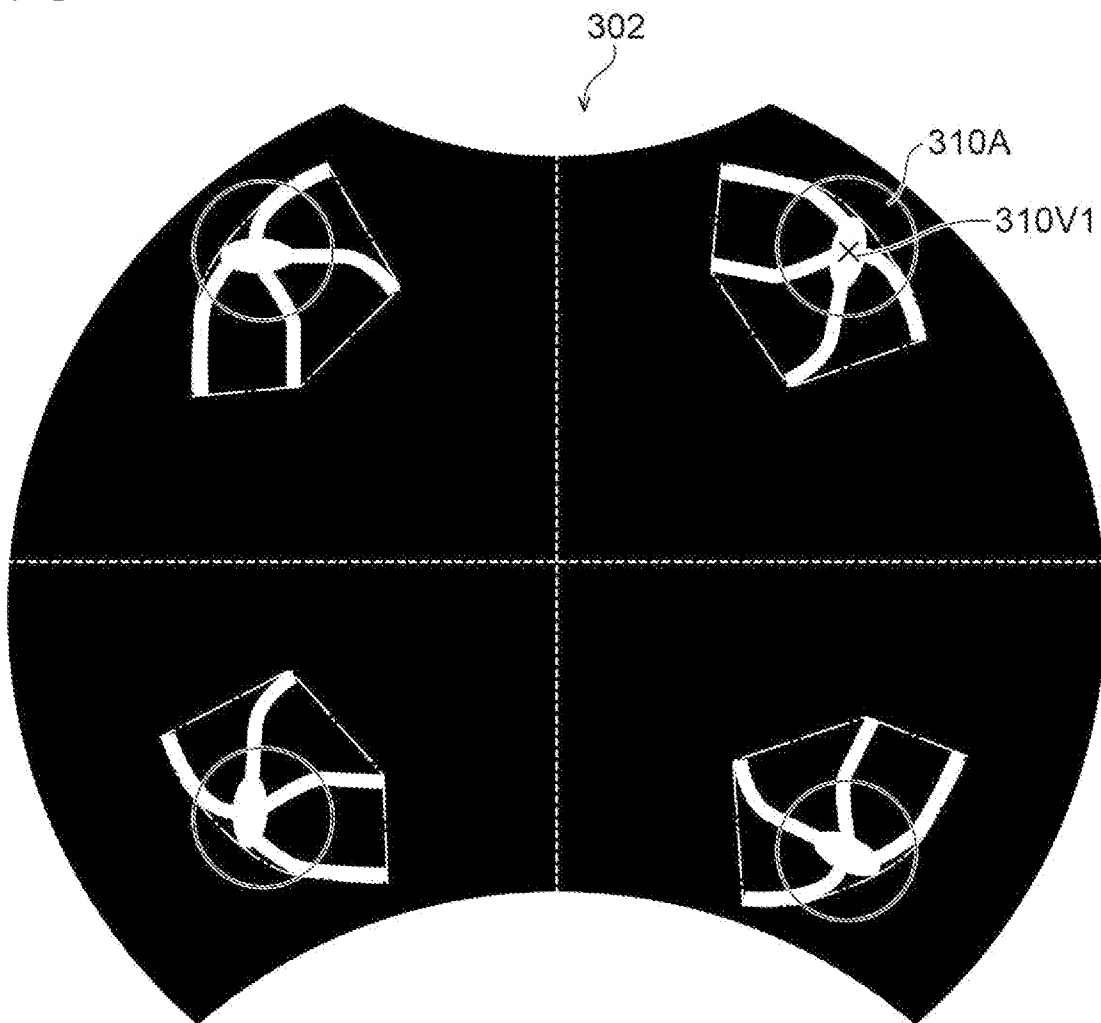
[図10]



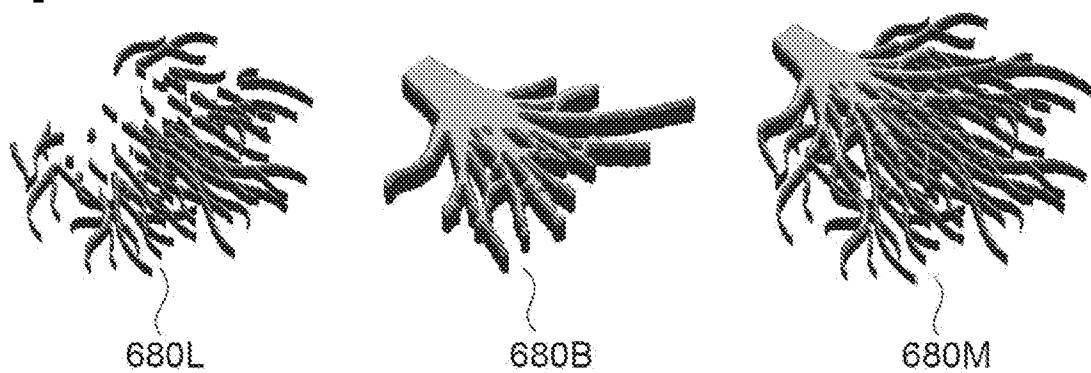
[図11]



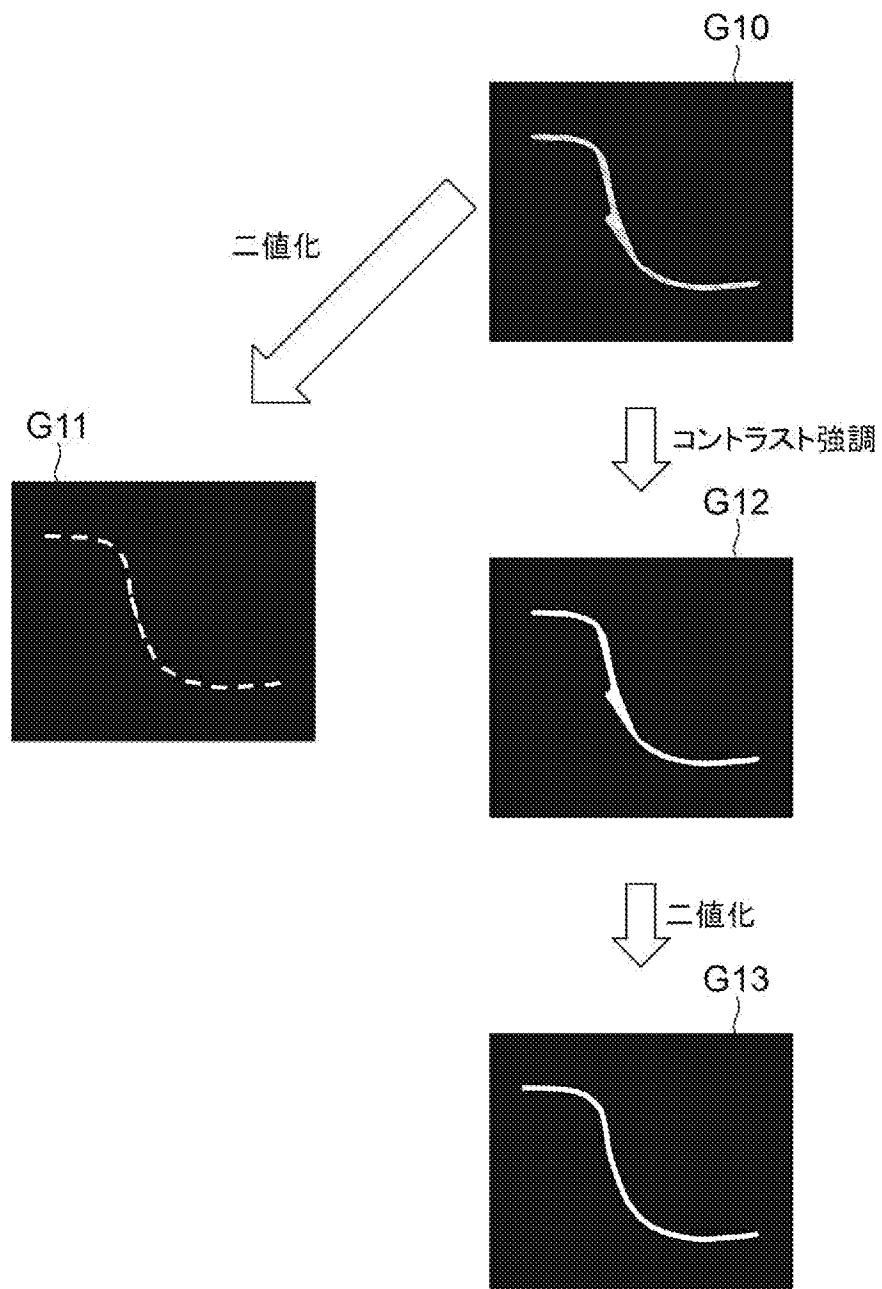
[図12]



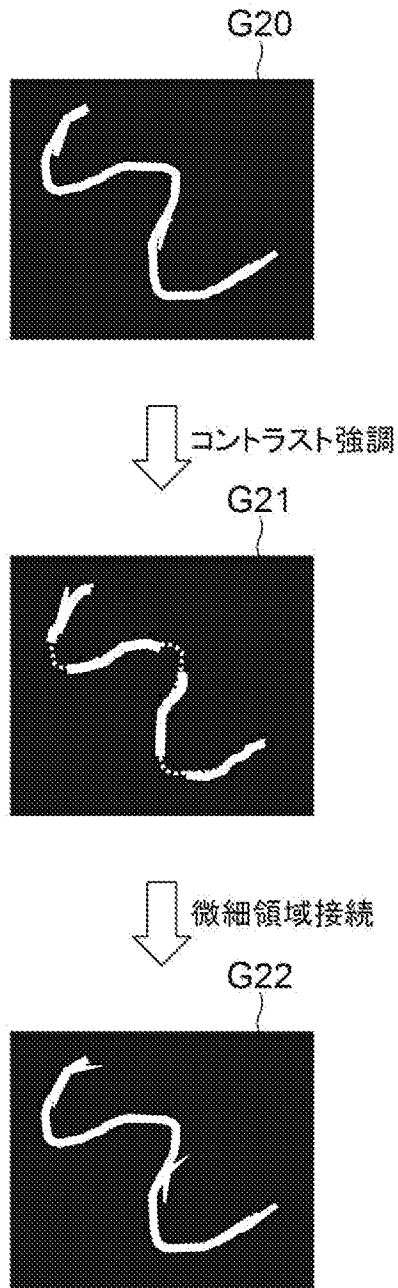
[図13]



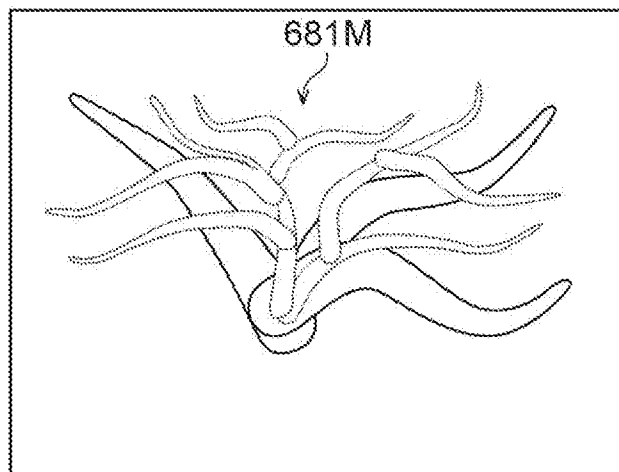
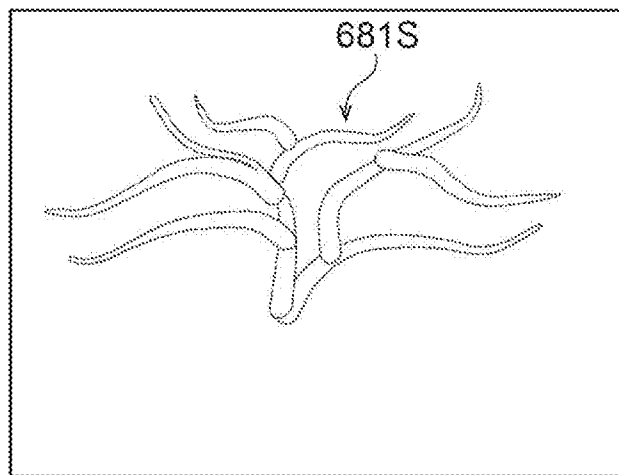
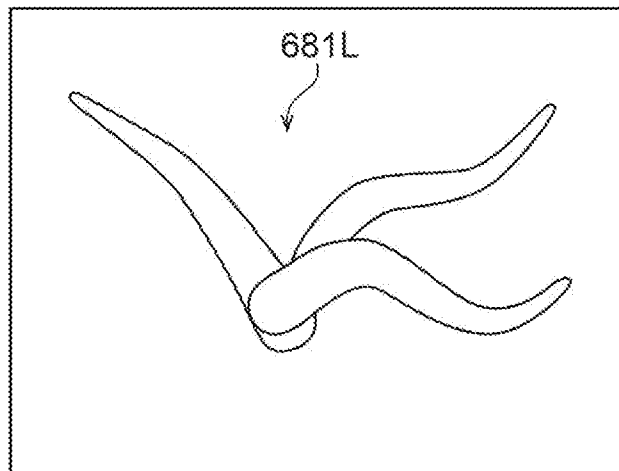
[図14]



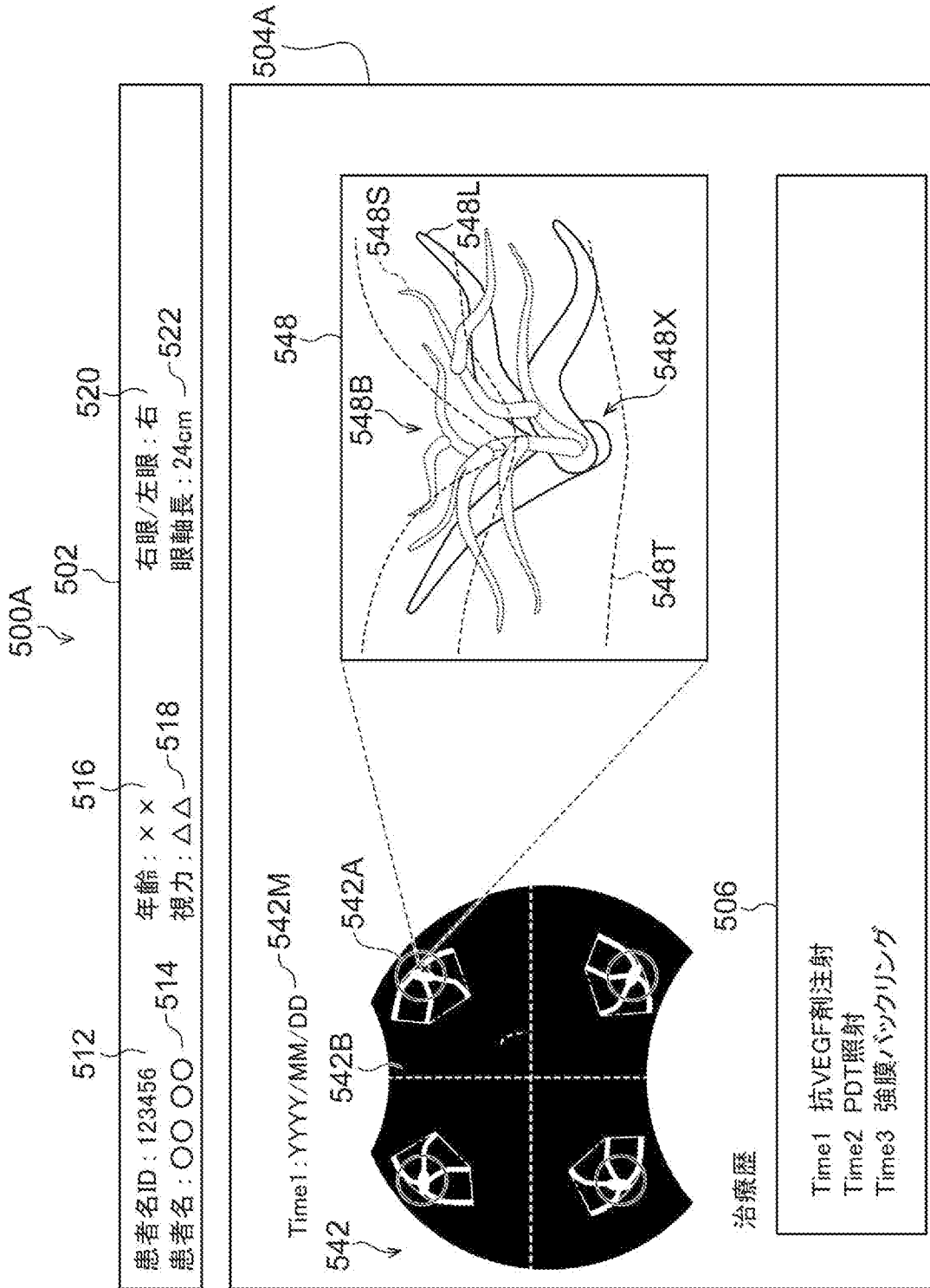
[図15]



[図16]



[図17]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/014303

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 3/12(2006.01)i; A61B 3/10(2006.01)i FI: A61B3/12; A61B3/10 100		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B3/12; 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 1971-2023 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2021/075062 A1 (NIKON CORP.) 22 April 2021 (2021-04-22) paragraphs [0007]-[0139], fig. 1-18	1, 6, 11-13
Y	paragraphs [0007]-[0139], fig. 1-18	5, 7, 9
A	paragraphs [0007]-[0139], fig. 1-18	2-4, 8, 10
Y	WO 2021/075026 A1 (NIKON CORP.) 22 April 2021 (2021-04-22) paragraphs [0059], [0065], [0066], fig. 7, 8	5, 7
Y	WO 2021/151841 A1 (CARL ZEISS MEDITEC AG) 05 August 2021 (2021-08-05) p. 11, lines 25-27	9
A	JP 2021-062101 A (NIKON CORP.) 22 April 2021 (2021-04-22) paragraphs [0008]-[0078], fig. 1-13	1-13
A	JP 2021-122559 A (CANON INC.) 30 August 2021 (2021-08-30) paragraphs [0013]-[0403], fig. 1-46	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 <b>25 May 2023</b>		Date of mailing of the international search report <b>13 June 2023</b>
Name and mailing address of the ISA/JP <b>Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan</b>		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/JP2023/014303**

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO 2021/075062 A1	22 April 2021	(Family: none)	
WO 2021/075026 A1	22 April 2021	CN 114828732 A	
WO 2021/151841 A1	05 August 2021	CN 115023174 A	
JP 2021-062101 A	22 April 2021	(Family: none)	
JP 2021-122559 A	30 August 2021	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 3/12(2006.01)i; A61B 3/10(2006.01)i FI: A61B3/12; 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）） A61B3/12; 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 日本国実用新案公報 1922 - 1996年 日本国公開実用新案公報 1971 - 2023年 日本国実用新案登録公報 1996 - 2023年 日本国登録実用新案公報 1994 - 2023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
X	WO 2021/075062 A1 (株式会社ニコン) 22.04.2021 (2021 - 04 - 22) [0007]-[0139]、図1-18	1, 6, 11-13
Y	[0007]-[0139]、図1-18	5, 7, 9
A	[0007]-[0139]、図1-18	2-4, 8, 10
Y	WO 2021/075026 A1 (株式会社ニコン) 22.04.2021 (2021 - 04 - 22) [0059], [0065]-[0066]、図7-8	5, 7
Y	WO 2021/151841 A1 (CARL ZEISS MEDITEC AG) 05.08.2021 (2021 - 08 - 05) Page. 11 Lines. 25-27	9
A	JP 2021-062101 A (株式会社ニコン) 22.04.2021 (2021 - 04 - 22) [0008]-[0078]、図1-13	1-13
A	JP 2021-122559 A (キヤノン株式会社) 30.08.2021 (2021 - 08 - 30) [0013]-[0403]、図1-46	1-13
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的な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 “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 25.05.2023	国際調査報告の発送日 13.06.2023	
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） 富永 昌彦 2Q 4461 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/JP2023/014303

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2021/075062 A1	22.04.2021	(ファミリーなし)	
WO 2021/075026 A1	22.04.2021	CN 114828732 A	
WO 2021/151841 A1	05.08.2021	CN 115023174 A	
JP 2021-062101 A	22.04.2021	(ファミリーなし)	
JP 2021-122559 A	30.08.2021	(ファミリーなし)	