

(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9月28日(28.09.2023)



(10) 国際公開番号

WO 2023/182011 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01) G01N 21/17 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/009452
- (22) 国際出願日: 2023年3月10日(10.03.2023)
- (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 2022-048770 2022年3月24日(24.03.2022) 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). 国立大学法人筑波大学 (UNIVERSITY OF TSUKUBA) [JP/JP]; 〒3058577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 Ibaraki (JP).
- (72) 発明者: 福武直樹 (FUKUTAKE, Naoki); 〒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). 安野嘉晃 (YASUNO, Yoshiaki); 〒5038577 茨城県つくば

市天王台一丁目1番1 国立大学法人筑波大学内 Ibaraki (JP). 巻田修一 (MAKITA, Shuichi); 〒5038577 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立大学法人筑波大学内 Ibaraki (JP).

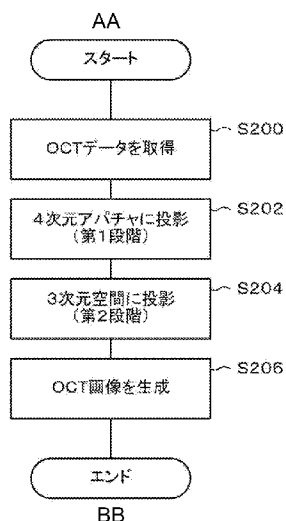
(74) 代理人: 弁理士法人太陽国際特許事務所 (TAIYO, NAKAJIMA & KATO); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 Tokyo (JP).

(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, 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.

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

(54) 発明の名称: 画像処理方法、画像処理装置、眼科装置、及びプログラム

[図10]



S200 Acquire OCT data
S202 Project to four-dimensional aperture (first stage)
S204 Project to three-dimensional space (second stage)
S206 Generate OCT image
AA Start
BB End

(57) Abstract: This image processing device emits light from a light source onto an examined eye through an optical system of a first numerical aperture, and acquires information indicating interference light obtained by detecting interference light between signal light, in which light returning from the examined eye owing to the light emitted thereon is transmitted through an optical system of a second numerical aperture, and reference light, which is a division of light from the light source (S200). A first process (S202) is performed for projecting information indicating the interference light to a four-dimensional frequency aperture that is on a four-dimensional space of the light source frequency and the frequency of light from the examined eye owing to the signal light, and is formed by the optical system of the first numerical aperture and the optical system of the second numerical aperture. A second process (S204) is performed for projecting the projected information to a three-dimensional space.

(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, 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))

(57) 要約: 画像処理装置は、光源からの光を第1開口数の光学系により被検眼に照射し、かつ照射された光による被検眼からの戻り光が第2開口数の光学系により伝播した信号光と、光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた干渉光を示す情報を取得し (S 200)、干渉光を示す情報を、光源の周波数と信号光による被検眼からの光の周波数との4次元空間上で、かつ第1開口数の光学系と第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と (S 202)、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と (S 204)、を行う。

明 細 書

発明の名称：

画像処理方法、画像処理装置、眼科装置、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、眼科装置、及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 光コヒーレンストモグラフィによる光干渉断層計は、被検眼の眼底における異なる層からの反射光を用いて被検眼の構造を測定可能であり、1次元の深さ方向、2次元の断層画像及び3次元の画像を得ることができる。例えば、光干渉断層計を用いて被検眼の構造に関するデータを生成する技術が知られている（米国特許第10238281号）。

発明の概要

- [0003] 本開示の技術の第1の態様は、
プロセッサが行う画像処理装置における画像処理方法であって、
光源からの光を第1開口数の光学系により被照射側物体に照射し、かつ照射された光による被照射側物体からの戻り光が第2開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得し、
前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被照射側物体を示す3次元の光の周波数との4次元空間上で、かつ前記第1開口数の光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と、を行う
ことを含む画像処理方法である。
- [0004] 本開示の技術の第2の態様は、
メモリと、プロセッサとを備えた画像処理装置において、
前記プロセッサは、
光源からの光を第1開口数の光学系により被照射側物体に照射し、かつ照

射された光による被照射側物体からの戻り光が第2開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得し、

前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被照射側物体を示す3次元の光の周波数との4次元空間上で、かつ前記第1開口数の光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と、を行う

ことを実行する画像処理装置である。

[0005] 本開示の技術の第3の態様は、

コンピュータに、

光源からの光を第1開口数の光学系により被検眼に照射し、かつ照射された光による被検眼からの戻り光が第2開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得し、

前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記信号光による被検眼からの光の周波数との4次元空間上で、かつ前記第1開口数の光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と、を行う

処理を実行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]OCT画像の概念図である。

[図4]OCTシステムにおけるOCT画像に関する情報を4次元周波数空間で示す一例の概念図である。

[図5]4次元アパチャ A_4 の一例を示す概念図である。

[図6]4次元アパチャ A_4 の一部を示す概念図である。

[図7]ダブルプロジェクション法によりOCT画像の補正処理を概念として示す説明図である。

[図8]OCTシステムにおける光学系の概念構成図である。

[図9]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10]画像処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図11A]本実施形態に係るOCT画像の一例を示す概念図である。

[図11B]OCT画像の比較例を示す概念図である。

発明を実施するための形態

[0007] 以下、本発明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。ビューフ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。

本実施形態では、本開示の技術の「被照射側物体」の一例として被検眼を適用した場合を説明する。眼科装置110は、本開示の技術の「眼科装置」の一例である。また、眼科装置は、本開示の技術の「画像処理装置」の一例でもある。

[0008] 眼科装置110、サーバ140、ビューフ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つの病院などの医療施設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。

[0009] ビューフ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。また、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。

[0010] なお、他の眼科装置（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。

[0011] 次に、図2を参照して、眼科装置110の構成を説明する。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 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（en-face画像）などをOCT画像と称する場合がある。

[0015] 制御装置16は、CPU（Central Processing Un

it（中央処理装置））16A、RAM（Random Access Memory）16B、ROM（Read-Only memory）16C、および入出力ポート（I/O）16Dを有するコンピュータを備えている。

[0016] 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。

[0017] 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。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。なお、画像処理器17は、後述する画像処理プログラムを記憶可能な不揮発性の記憶装置であるメモリ17Mを備えている。

[0018] 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、当該表示装置が画像処理プロセッサユニットを備え、画像処理プロセッサユニットが、眼科装置110から出力され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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 広角光学系30によって、眼底において広い視野（FOV: Field of View）の領域12Aでの観察が実現される。FOVの領域12Aは、撮影装置14によって撮影可能な範囲を示している。FOVの領域12A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。

[0025] 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、UltraWide 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る。

[0026] 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。

[0027] 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 FOV の領域 12A での眼底撮影を可能とする。

[0028] SLO ユニット 18 は、B 光（青色光）の光源、G 光（緑色光）の光源、R 光（赤色光）の光源、及び IR 光（赤外線（例えば、近赤外光））の各光源を含む光源 40 を備えている。光源 40 からの各色の光は、同一の光路に案内されるようになっている。

[0029] 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。なお、本開示の技術は、B 光の光源、G 光の光源、R 光の光源、及び IR 光の光源の 4 つの光源を備えることに限定されない。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。

[0030] 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。

[0031] SLO ユニット 18 は、被検眼 12 の後眼部（眼底）からの光を検出素子 70 へ案内するビームスプリッタ 60 を備えている。検出素子 70 は、被検

眼 1 2 の後眼部（眼底）からの光を検出する。なお、ビームスプリッタ 6 0 及び検出素子 7 0 は、各色毎に備えてもよい。例えば、光軸上に B 光用、G 光用、R 光用、及び I R 光用の各ビームスプリッタを配置し、各ビームスプリッタの下流側に対応する色の検出素子を配置する。B 光用のビームスプリッタは、B 光を反射し、かつ B 光以外を透過するようにすればよい。同様に、G 光用のビームスプリッタは、G 光を反射し、かつ G 光以外を透過し、R 光用のビームスプリッタは、R 光を反射し、かつ R 光以外を透過し、I R 光用のビームスプリッタは、I R 光を反射するようにすればよい。

[0032] CPU 1 6 A の制御下で動作する画像処理器 1 7 は、広角光学系 3 0 及び光学スキャナ 2 2 を経由して S L O ユニット 1 8 へ入射された光（眼底により反射された反射光）、すなわち、色毎の光による検出素子 7 0 の信号を用いて U W F - S L O 画像を生成する。

[0033] また、制御装置 1 6 が、同時に発光するように色毎に光源 4 0 を制御する。B 光、G 光、及び R 光で同時に被検眼 1 2 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、及び B 色眼底画像から R G B カラー眼底画像が得られる。制御装置 1 6 が、同時に発光するように色毎に光源 4 0 を制御し、G 光および R 光で同時に被検眼 1 2 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 R G カラー眼底画像が得られる。

[0034] 広角光学系 3 0 により、眼底の視野角（F O V : F i e l d o f V i e w）を超広角な角度とし、被検眼 1 2 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。

[0035] O C T システムは、図 2 に示す制御装置 1 6、O C T ユニット 2 0、および撮影光学系 1 9 によって実現される。O C T システムは、広角光学系 3 0 を備えるため、上述した S L O 眼底画像の撮影と同様に、眼底周辺部の O C T 撮影を可能とする。つまり、眼底の視野角（F O V）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のOCT撮影を行うことができる。眼底周辺部のOCTデータを取得でき、断層像や、OCTデータを画像処理することにより眼底の3D構造を得ることができる。

[0036] OCTユニット20は、光源20A、センサ（検出素子）20B、第1の光カプラ20C、参照光学系20D、及び第2の光カプラ200（図3）を含む照射・検出光学系20Eを備えている。

[0037] 光源20Aから射出された光は、第1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、照射・検出光学系20Eを介して、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、広角光学系30及び光学スキャナ22を経由してOCTユニット20へ入射され、照射・検出光学系20E及び第1の光カプラ20Cを介して、センサ20Bに入射する。第1の光カプラ20Cで分岐された他方の光は、参照光学系20Dへ入射され、その戻り光が参照光として、第1の光カプラ20Cを介してセンサ20Bに入射する。

[0038] センサ20Bに入射された光、すなわち、眼底で反射された測定光と、参照光とは、干渉されて干渉光を生成する。その干渉光がセンサ20Bで受光される。CPU16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、及びOCT画像を生成することが可能である。

[0039] 上述した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。

- [0040] 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。すなわち、光学スキャナ22を制御することにより、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。よって、眼科装置110は、OCT画像である、眼底の断層画像（Bスキャン画像）、OCTボリュームデータ、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ボリュームデータから生成された正面画像）を生成することができる。
- [0041] OCTデータ（又は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、記憶装置に記憶される。
- [0042] ところで、OCTシステムは、眼底における深さ方向の情報を同時に取得することができる。図3に、異なる開口数（Numerical Aperture：以下、NAという。）による光学系（例えば、対物レンズ）を用いたOCTシステムで同時に取得した光軸上に並んだドットの像（OCT画像）の一例を示す。図3は、 $NA=0.1$ 、 $NA=0.3$ 、 $NA=0.5$ の各々の光学系に関する光軸上に並んだドットの像の一例を示す。また、図中、 x 軸上の同じ位置での深さ方向の軸を $c\tau$ としている。なお、 c は光束を示し、図中、 $c\tau=\tau$ としている。以降では $c=1$ の単位系を用いる。また、光学系の焦点深度をDOFとして示す。図3に一例を示すように、OCTシステムにより取得したドットの像は、眼底における深さ方向の位置が光学系の焦点位置（例えば、焦点深度）から遠ざかるに従って、不完全なドットの像となる。すなわち、眼底に関して情報を取得する位置が撮影光学系19の焦点位置（例えば、焦点深度）から遠ざかるに従って、徐々に分解能が低下する。このため、焦点深度から遠ざかるに従って徐々に、ぼやけ及び歪み等を有する不完全なドットの像となる。焦点深度の所定距離（例えば、10倍程度）に遠ざかった外側における眼底の情報は一部が失われ、一般的に用いられる通常の画像処理では失われた情報を完全復元することは困難である

。また、デコンボリューション及びリフォーカシングという処理を行って、焦点深度外の像に対してぼやけ及び歪みを補正する技術は存在するが、情報を取得した時点で一部の情報が消失するため、不完全な補正となる。

[0043] OCTシステムによるOCT画像の復元が不完全な理由は、OCTシステムで取得した情報に被検眼12における眼底に関する情報が全て反映されておらず不完全であることに起因すると考えられる。

[0044] 図4に、OCT画像に関する情報の一例を示す。図4は、 $NA=0.9$ の光学系（例えば、対物レンズ）によるOCTシステムの光学系により結像されるOCT画像に関する情報を、4次元周波数空間で示す一例である。図中、 ν は光源20Aからの光の周波数（本実施形態では眼底に照射する光の周波数）、 f_x 、 f_y 、 f_z は、物体周波数（本実施形態では眼底における反射光の周波数）を示す。周波数 ν は角振動数 ω を適用してもよい（ $\omega=2\pi\nu$ ）。なお、説明を簡単にするため、物体周波数 f_y の軸は省略している。また、図4は、OCTシステムで、光学系（例えば、対物レンズ）において同じ光路、すなわ

ち、測定光の照射による光路と被検眼12からの反射光による光路が同じで、共に $NA=0.9$ である場合を一例として示す。

[0045] ここで、物体周波数（ f_x 、 f_y 、 f_z ）は ν 方向には一様である。また、4次元周波数空間では、実空間における周波数が予め定められた所定範囲のため、OCTシステムの装置関数として4次元アパチャ A_4 （4次元開口：4-D aperture）を示す窓関数が定義される。4次元アパチャ A_4 は4次元周波数空間における開口空間である。従って、OCTシステムは、物体周波数のうち、4次元アパチャ A_4 内における周波数のみ取得する。しかし、4次元アパチャ A_4 内の周波数（4次元情報）は、全てが取得されるのではなく、検出時に f_z 方向に積分され、3次元情報として取得される。このように、4次元アパチャ A_4 内の周波数が f_z 方向に積分されると4次元情報の一部が消失する。

[0046] そこで、本実施形態では、4次元情報の一部が消失する情報損失を低減す

ることが可能なOCTシステムを提供する。

[0047] 例えば、3次元スキャンを可能とする干渉顕微鏡等のシステムでは、像の周波数は4次元アパチャ A_4 内における物体周波数の ν 積分となる。従って、4次元アパチャ A_4 内における物体周波数の ν 積分を適用することで、4次元情報の一部が消失する情報損失を低減することが可能となる。

[0048] 本実施形態では、情報損失を低減するOCTシステムとして、4次元アパチャ A_4 を十分薄くする光学系を備える。これにより、 f_z 積分しても4次元情報の一部が消失する情報損失を低減可能である。具体的には、被検眼12へ光を照射する照射側の光学系のNAと、被検眼12からの光（例えば、眼底の反射光）を検出する検出側の光学系のNAと、が異なるNAになるように光学系を形成する。例えば、被検眼12への光の照射側光学系のNAを十分に小さく、例えば、略ゼロにすると、被検眼12からの光の検出側光学系のNAが照射側光学系のNAより大きくても4次元アパチャ A_4 を薄く形成することが可能となる。本実施形態では、光学系のNAが十分に小さいことを「NAがゼロ（ $NA=0$ ）」と称する。すなわち、NAがゼロの光学系は、NAがゼロより大きく、光束で形成される像高の大きさより小さい開口角になるNAの光学系を含む。また、NAがゼロの光学系は、例えば、入射光又は出射光を平行光束になるように光学系を形成して、NAがゼロとみなせる光学系を含む。

[0049] なお、NAがゼロの光学系は、被検眼12等の被照射側の物体に一樣に照明したり、被照射側の物体の所定領域に一括照明したりするフルフィールド（Full Field）照射によるOCTシステムの光学系に適用可能である。

[0050] 4次元アパチャ A_4 を薄く形成しても、4次元アパチャ A_4 内の物体周波数は十分な情報量（ f_z 情報含む）となり、また、 f_z 積分しても被検眼12に関する情報（4次元情報）の一部が消失する情報損失を低減することが可能である。

[0051] すなわち、本実施形態では、被検眼12に対し、照射側光学系のNAと検

出側光学系のNAとが異なるように光学系を形成する。具体的には、照射側光学系のNAを十分に小さい、NAがゼロの光学系を形成し、検出側光学系のNAを照射側光学系のNAより大きいNAとなる光学系を形成する。これにより、図5に示すように、4次元アパチャ A_4 を薄く形成することが可能となる。より具体的には、図6に所定の周波数（光源20Aからの光の周波数 ν ）における4次元アパチャ A_4 により示すように、fz方向に情報を有する形状（図では半月状）から線形状になる。この線形状のアパチャが連続するものが、本実施形態における4次元アパチャ A_4 （図5）となる。

[0052] 4次元アパチャ A_4 を薄く形成するための光学系は、一方がゼロ又はゼロに近いNAを有する光学系であり、他方が一方の光学系のNAより大きいNAとなる光学系となる。例えば、顕微鏡等の光学系において十分に小さいNAの一例として $NA=0.2$ を含む。よって、本実施形態では、励起側である照射側光学系のNAは、4次元アパチャ A_4 を薄く形成する観点から、次に示す関係を、NAが小さい条件として有することが好ましい。

$$0 \leq NA \leq 0.2$$

[0053] 薄く形成する4次元アパチャ A_4 は、本開示の技術の「4次元周波数開口」の一例である。

[0054] なお、以降では、一例として、被検眼12への光の照射側の光学系のNAをNAがゼロの光学系とし、被検眼12からの光の検出側の光学系のNAを有限値のNAの光学系とする場合を説明するが、本開示の技術はこれに限定されない。例えば、上記検出側の光学系のNAをNAゼロの光学系とし、上記照射側の光学系のNAを有限値のNAの光学系としてもよい。また、上記NAがゼロの光学系は、NAを有限値としてもよい。すなわち、照射側の光学系のNAと検出側の光学系のNAとが異なるように形成すればよく、両者のNAを異なるようにすることで、両者を同じNAとする場合より4次元アパチャ A_4 を薄くすることが可能となる。

[0055] 本実施形態では、情報損失を低減することが可能な4次元アパチャ A_4 を用いて、OCT画像を補正する。すなわち、OCT画像の周波数の情報を用い

て、２段階の処理を行う方法（ダブルプロジェクション法）で、ＯＣＴ画像を補正する。図７にＯＣＴ画像を補正する処理を概念として示すように、第１段階の処理では、ＯＣＴ画像Ｇ１の周波数の情報（１）を薄く形成された４次元アパチャ A_4 に投影する処理を行う。第２段階の処理では、投影された４次元アパチャ A_4 における像Ｇ２の情報（～１）をさらに ν （ $=2\pi/\omega$ ）方向、つまり（ f_x 、 f_y 、 f_z ）面内に投影する処理を行う。第２段階の処理で投影された像Ｇ３の情報（～１'）は、被検眼１２に関する情報（４次元情報）の情報損失が低減されている。従って、上述したダブルプロジェクション法により、例えば歪んだＯＣＴ画像を、通常の顕微鏡像相当の像に補正することが可能となる。また、情報損失が低減されているので、分解能も維持されて、薄く形成された４次元アパチャ A_4 を用いない場合と比べて、より高精度にＯＣＴ画像を生成することが可能となる。

[0056] すなわち、４次元アパチャ A_4 （４次元開口）は、物体周波数に依存しない量であり、

第１開口数の光学系と第２開口数の光学系とにより定義される。本実施形態では、４次元アパチャはＯＣＴシステムにおける光学系の構成により定まる物理量を表現可能な窓関数として表現が可能である。また、本実施形態では、物体周波数とは、光の成分によって被検眼１２を表現した物理量である。物体周波数は ν 依存性が無いため、 ν 方向には一様な４次元物理量となる。なお、周波数 ν は光源の光周波数であり、信号光の光周波数でもある。この物体周波数に４次元アパチャ A_4 を乗算した４次元関数（取得可能な像周波数）の f_z 積分することにより得られる３次元関数の値が光学系による検出値として取得される。すなわち、物体周波数に４次元アパチャ A_4 を乗算した４次元関数の f_z 積分を示す３次元関数の値がＯＣＴシステムの光学系のセンサにより取得される。

[0057] なお、 NA の値が有限値である場合、４次元アパチャ A_4 は有限の厚みを有する。このため、有限の厚みを有する４次元アパチャ A_4 を用いる場合は、４次元アパチャ A_4 内にアパチャ面を定めて用いればよい。このアパチャ面は、

4次元アパチャ A_4 内で原点から離れた所定の面（例えば、4次元アパチャ A_4 内で原点から最も離れた面である4次元アパチャ A_4 の最外面）を適用することが好ましい。

[0058] 上述した4次元アパチャ A_4 を用いたOCT画像の補正で用いるOCT画像の周波数の情報は、次の（1）式で表すことが可能である。

[0059] [数1]

$$\begin{aligned} I(x, y, z, \tau) \big|_{z'=0} &= \int \iiint \tilde{\eta}(f_x, f_y, f_z) A_4(f_x, f_y, f_z, v) e^{-i2\pi(f_x x + f_y y + f_z z - v\tau)} df_x df_y df_z dv \big|_{z=0} \\ &= \iiint \int \tilde{\eta}(f_x, f_y, f_z) A_4(f_x, f_y, f_z, v) df_z e^{-i2\pi(f_x x + f_y y - v\tau)} df_x df_y dv \\ &\quad \dots (1) \end{aligned}$$

[0060] ここで、 τ は、被検眼12の深さ方向の距離（タイム型のドメインOCTの例では、参照光学系20Dにおいて光路長を調整する調整量、例えばミラーの移動量）を示す。

[0061] 投影された4次元アパチャ A_4 における像G2の情報（～1）は、次の（2）で表すことが可能である。

[0062] [数2]

$$\begin{aligned} \tilde{I}(f_x, f_y, v) &= \int \tilde{\eta}(f_x, f_y, f_z) A_4(f_x, f_y, f_z, v) df_z \\ &\quad \dots (2) \end{aligned}$$

[0063] 4次元アパチャ A_4 から投影された像G3の情報（～1'）は、次の（3）で表すことが可能である。

[0064] [数3]

$$\begin{aligned} \tilde{I}(f_x, f_y, f_z) &= \int \tilde{I}(f_x, f_y, v) A_4(f_x, f_y, f_z, v) dv \\ &\quad \dots (3) \end{aligned}$$

[0065] 制御装置 16 は、CPU 16A の制御下で動作する画像処理器 17 を用いて、上述した (1) 式から (3) 式を用いて、OCT 画像を生成する。当該 OCT 画像を生成する処理は後述する。

[0066] 次に、図 8 を参照して本実施形態に係る OCT システムにおける光学系の構成をさらに説明する。なお、図 8 では、説明を簡単にするため、広角光学系 30 を省略する。

[0067] OCT ユニット 20 のセンサ 20B は、1 対のレンズ 20B-1、及び検出素子 20B-2 を備えている。センサ 20B は、第 1 の光カプラ 20C で分岐された光、すなわち、眼底で反射された測定光と参照光とが干渉された干渉光を、一対のレンズ 20B-1 により平行光にコリメートした後に検出素子 20B-2 に収束させる。

[0068] 参照光学系 20D は、一対のレンズ 20D-1、及びミラー 20D-2 を備えている。参照光学系 20D では、第 1 の光カプラ 20C で分岐された光、すなわち、測定光を、一対のレンズ 20D-1 により平行光にコリメートした後にミラー 20D-2 に収束させる。ミラー 20D-2 は、光軸方向（図 8 では矢印 ϵ で示す方向）に移動可能に構成されている。ミラー 20D-2 で反射された反射光は、一対のレンズ 20D-1 を介して第 1 の光カプラ 20C に参照光として戻される。

[0069] なお、図 8 では、参照光学系 20D としてミラー 20D-2 を移動可能な構成を適用しているが、本実施形態に係る OCT システムは、ミラー 20D-2 を移動可能な構成に限定されるものではなく、固定であってもよい。すなわち、本実施形態に係る OCT システムは、タイム型のドメイン OCT として知られる TD-OCT (Time-Domain

OCT)、フーリエドメイン型の OCT として知られる波長掃引タイプの SS-OCT (Swept-Source OCT)、及び分光器を用いた SD-OCT (Spectral-Domain OCT) など、様々な方式の OCT システムに適用可能である。

[0070] 従って、OCT システムは、適用する OCT システムに応じた構成とすれ

ばよい。例えば、タイムドメイン型のOCT（TD-OCT）を適用する場合は、ミラー20D-2を移動して掃引する構成とすればよい。また、フーリエドメイン型のOCTのうちのSD-OCTを適用する場合は、ミラー20D-2を固定して分光検出すればよい。分光検出する場合、複数の波長による複数の光を出射する光源を用いればよい。また、SS-OCTを適用する場合は、検出素子20B-2に例えば1ピクセル検出器を用い、ミラー20D-2を固定して広帯域光源の波長を掃引すればよい。波長掃引する場合は、例えば波長掃引用に広帯域のレーザ光を出射するレーザ装置による広帯域光源を光源20Aとして用いればよい。また、NAがゼロの光学系として、被検眼12等の被照射側の物体に様に照明したり、被照射側の物体の所定領域に一括照明したりするフルフィールド（Full Field）照射によるOCTシステムの光学系を適用可能である。すなわち、本開示の技術は、上述したレーザ光を走査するレーザ走査型の光学系に限定されるものではなく、CCD（Charge Coupled Device（電荷結合素子））カメラ等を用いた光学系にも適用可能である。この場合、検出素子20B-2にCCD等の素子を含むCCDカメラを用いればよい。

[0071] 照射・検出光学系20Eは、第2の光カプラ200、照射光学系210、及び検出光学系220を含んで構成されている。第2の光カプラ200は、光源20Aから射出された光（第1の光カプラ20Cで分岐された測定光）を照射用の光として照射光学系210へ案内する機能と、検出光学系220からの光（すなわち、被検眼12からの戻り光）を検出用の光として第1の光カプラ20C（すなわち、センサ20Bへ向けて）へ案内する機能とを含む。従って、被検眼12には光源20Aからの光として照射光学系210を伝播する光が照射され、センサ20Bには、照射光学系210を伝播して被検眼12に照射された光の戻り光（被検眼12での反射光）が検出光学系220を伝播して測定光として入射される。図8では、照射・検出光学系20Eにおける照射光学系210による光路を実線で示し、また、検出光学系220による光路を点線で示している。

[0072] 照射光学系210は、レンズ212、及びレンズ214による一对のレンズを備えている。レンズ212は、照射光学系210の光軸上におけるレンズ212の入射側の焦点位置に、照射側のファイバ211の一方の端面が位置するように配置する。照射側のファイバ211はシングルモードファイバにより形成され、他方の端面は第2の光カプラ200に連結される。また、レンズ214は、照射光学系210の光軸上におけるレンズ214の出射側の焦点位置に、光学スキャナ22の反射面が位置するように配置する。従って、レンズ212は、光源20Aからの光（第1の光カプラ20Cで分岐された測定光）を、平行光にコリメートし、レンズ214は、レンズ212でコリメートされた平行光を、光学スキャナ22の反射面に収束する。そして、光学スキャナ22で反射された光は、被検眼12のレンズ12Bにより平行光にコリメートされて眼底12Cに照射される。従って、照射光学系210を介した光源20Aからの光は、平行光として被検眼12の眼底12Cに照射される。

[0073] 照射光学系210は、被検眼12へ向けて平行光を出射する光学系とすることで、NAをゼロとする光学系を形成する。照射光学系210のNAは、本開示の技術の「第1開口数」の一例である。また、照射光学系210は、本開示の技術の「第1開口数の光学系」の一例である。

[0074] 検出光学系220は、ビームスプリッタ222と、レンズ214及びレンズ216による一对のレンズとを含む。ビームスプリッタ222は、照射光学系210におけるレンズ212とレンズ214との間に配置され、被検眼12からの戻り光（反射光）を反射機能により抽出する。また、ビームスプリッタ222は、照射光学系210の光軸上におけるレンズ214の被検眼12からの戻り光（反射光）の出射側の焦点位置に、ビームスプリッタ222の反射面が位置するように配置される。レンズ224は、検出光学系220の光軸上におけるレンズ224の入射側の焦点位置に、ビームスプリッタ222の反射面が位置するように配置する。また、レンズ226は、検出光学系220の光軸上におけるレンズ226の出射側の焦点位置に、検出側の

ファイバ２２８の一方の端面が位置するように配置する。検出側のファイバ２２８はシングルモードファイバにより形成され、他方の端面は第２の光カップラ２００に連結される。従って、レンズ２２４は、ビームスプリッタ２２２からの光を、平行光にコリメートし、レンズ２２６は、レンズ２２４でコリメートされた平行光を、検出側のファイバ２２８の端面に収束する。従って、検出光学系２２０では、被検眼１２の眼底１２Ｃの点で反射された光が、センサ２０Ｂへ向けて出射される。

[0075] 検出光学系２２０は、被検眼１２側に焦点を有する光学系とすることで、照射光学系２１０とは異なるＮＡを有し、かつＮＡを有限値とする光学系を形成する。検出光学系２２０のＮＡは、本開示の技術の「第２開口数」の一例である。また、検出光学系２２０は、本開示の技術の「第２開口数の光学系」の一例である。

[0076] 本実施形態では、眼科装置１１０において、上述したＮＡがゼロの照射光学系２１０を含むＯＣＴシステムを用いて得られた４次元情報の情報損失を低減した情報によりＯＣＴ画像を生成する。ＣＰＵ１６Ａの制御下で動作する画像処理器１７を用いて、画像処理プログラムの実行によりＯＣＴ画像を生成する。なお、本実施形態では、眼科装置１１０においてＯＣＴ画像を生成する場合を説明するが、サーバ１４０等の外部装置で生成してもよいことは勿論である。

[0077] 眼科装置１１０のＲＯＭ１６Ｃ又は画像処理器１７のメモリ１７Ｍには、図１０に示す画像処理プログラムが記憶されている。

[0078] ＲＯＭ１６Ｃ、及びメモリ１７Ｍは、本開示の技術の「メモリ」の一例である。ＣＰＵ１６Ａは、本開示の技術の「プロセッサ」の一例である。画像処理プログラムは、本開示の技術の「プログラム」の一例である。

[0079] 本実施形態に係る眼科装置１１０では、ＣＰＵ１６Ａが画像処理プログラムを読み出して実行することで各種機能が実現される。画像処理プログラムは、表示制御機能、画像処理機能、及び処理機能を含む。すなわち、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、ＣＰＵ

16Aは、図9に示すように、表示制御部204、画像処理部206、および処理部208として動作する。画像処理機能は、上述した2段階の処理を行う方法（ダブルプロジェクション法）による画像処理機能を含む。

[0080] 次に、図10を用いて、本実施形態に係る画像処理を詳細に説明する。眼科装置110のCPU16AがROM16C又はメモリ17Mから画像処理プログラムを読み出して実行することで、図10のフローチャートに示された画像処理が実現される。

なお、図10に示す画像処理のプロセスは、本開示の画像処理方法の一例である。

[0081] CPU16Aは、ステップS200で、画像処理部206は、OCTデータを画像処理器17から取得する。OCTデータは、被検眼12に対して眼科装置110によりOCT撮影をして得られたデータである。OCTデータは光軸方向（Z軸方向）に深さが異なる位置のデータを含む。OCTデータは、上述したように眼科装置110によりOCT撮影して得られる。

[0082] ステップS202では、画像処理部206は、OCTシステムにより得られた情報（OCTデータ）を4次元アパチャに投影する第1段階の処理を実行する。すなわち、画像処理部206は、取得したOCTデータを上記（1）式を用いて表現し、OCT画像G1の周波数の情報（1）を薄く形成された4次元アパチャ A_4 に投影する処理として、上記（2）式を用いてOCT画像の周波数の情報を導出する。導出された情報は、RAM16Bに一時的に保存される。

[0083] 次のステップS204では、画像処理部206は、4次元アパチャ A_4 に投影された情報を3次元空間に投影する第2段階の処理を実行する。すなわち、投影された4次元アパチャ A_4 における像G2の情報（ ~ 1 ）を、 $\nu (= 2\pi/\omega)$ 方向（ (f_x, f_y, f_z) 面内）に投影する処理を行う。第2段階の処理では、画像処理部206は、4次元アパチャ A_4 に投影されたOCTデータの情報を3次元空間に投影する処理として、上記（3）式を用いて4次元アパチャ A_4 から3次元空間に投影されたダブルプロジェクション後のO

ＣＴ画像の情報を導出する。導出された情報は、ＲＡＭ１６Ｂに一時的に保存される。

[0084] 次に、ステップＳ２０６において、画像処理部２０６は、ダブルプロジェクション法により投影された情報を用いてＯＣＴ画像を生成する。生成されたＯＣＴ画像は、処理部２０８によりＲＡＭ１６Ｂに保存される。

[0085] なお、上述したダブルプロジェクション法を用いて補正したＯＣＴ画像は、光軸方向、すなわち、被検眼１２の深さ方向の予め定めた位置である深さのＯＣＴ画像を生成してもよく、異なる複数の位置である深さのＯＣＴ画像を生成してもよい。例えば、検出光学系２２０の被検眼１２側の焦点位置を基準として、焦点深度の１０倍の深さ等のように所定深さの位置のＯＣＴ画像を生成してもよい。また、焦点位置を基準として、異なる深さの各々の複数のＯＣＴ画像を生成してもよく、所定間隔毎の所定数の各位置で各ＯＣＴ画像を生成してもよい。複数のＯＣＴ画像が生成された場合、複数のＯＣＴ画像の各々をＲＡＭ１６Ｂ又はメモリ１７Ｍに保存すればよい。なお、所定深さ、異なる深さ、及び所定数は、予め定めておくことが可能であり、例えばユーザにより任意に設定可能である。

[0086] また、上述したＯＣＴ画像を生成する場合、画像の鮮鋭度を向上するために、ノイズ除去などの画像処理を行ってもよい。

[0087] 以上のように、図１０のフローチャートに示された画像処理を、画像処理部２０６が実行することにより、例えば、検出光学系２２０の被検眼１２側の焦点位置を基準として、所定深さの位置のＯＣＴ画像が生成される。生成されたＯＣＴ画像は、情報損失が低減され、かつ分解能も維持されているので、被検眼１２における眼底の状態が忠実に反映された高精度のＯＣＴ画像となる。

[0088] なお、上述した画像処理では、生成されたＯＣＴ画像を表示する表示画面の情報を生成する処理を追加してもよい。ＯＣＴ画像を表示する表示画面の情報を生成する処理は、予め定められたサンプルとしてのＯＣＴ画像を並べて表示する表示画面の情報を生成するも

可能である。また、複数のOCT画像を生成した場合に、複数のOCT画像を並べて表示する表示画面の情報を生成することが可能である。複数のOCT画像を並べて表示する制御を行う場合、例えば、深さが深くなる方向にOCT画像群を並べて表示する表示画面の情報を生成することにより、被検眼12における深さ方向の大きさや形状などの変化を可視化してユーザに提供することができる。

[0089] 眼科装置110で検出した1点の情報から、上述したダブルプロジェクション法を用いての補正で得られるOCT画像は、例えば、図11Bに示すように歪んだOCT画像から、図11Aに示すように通常の顕微鏡像相当のOCT画像に補正される。図11Aは、OCTユニット20における照射・検出光学系20Eを、照射光学系210のNAと、検出光学系のNAとが異なるように形成し、ダブルプロジェクション法によりOCT画像を補正しているものである。ここで、照射光学系210のNAは被検眼に平行光束を照射することで、NAをゼロとなる光学系を形成し、検出光学系220はNAが0.9となるように光学系を形成している。また、図11Aは、焦点深度の30倍の距離だけ離れた深さ位置におけるOCT画像を生成したものである。図11Bは、比較例として、照射光学系210のNAと、検出光学系220のNAとが0.9で、一致するように形成している。

[0090] 図11Aに示すように、本実施形態に係るOCTシステムを適用することで、検出された被検眼12における1点の情報から、1点の画像（点像）としてOCT画像を得ることが可能となる。一方、図11Bに示すように、照射光学系210と検出光学系220のNAを一致させると、OCT画像は歪んだ形状となり、被検眼12における眼底の状態が変形した画像として得られることになる。よって、これらの図11A及び図11Bからも理解できるように、4次元アパチャ A_4 を薄く形成し、4次元アパチャ A_4 を介して投影するダブルプロジェクション法での情報からOCT画像を生成することで、高精度にOCT画像を生成することが可能となる。

[0091] 以上説明したように、本実施形態によれば、照射光学系210と検出光学

系 220 とで異なる NA とし、一方の光学系（上記では照射光学系 210）を NA ゼロとしている。これにより、周波数を考慮した 4 次元空間における OCT 画像に関する開口を、 f_z 積分した場合でも影響を抑制できる薄い開口（4 次元アパチャ A_4 ）として扱うことが可能となる。このように薄く形成された 4 次元アパチャ A_4 を用いて、ダブルプロジェクション法により投影された OCT 画像の情報は、被検眼 12 に関する情報（4 次元情報）の情報損失が低減される。従って、上述した画像処理により OCT 画像を補正することで、例えば歪んだ OCT 画像を、通常の顕微鏡像相当の像に補正することが可能となる。また、情報損失が低減されているので、分解能も維持されて、薄く形成された 4 次元アパチャ A_4 を用いない場合と比べて、より高精度に OCT 画像を生成することが可能となる。

[0092] 上記実施の形態では、画像処理（図 10）を眼科装置 110 で実行する場合を説明しているが、本開示の技術はこれに限定されず、眼科装置 110、サーバ 140、ビューワ 150、又は、ネットワーク 130 に更に設けた追加画像処理装置の何れか、又は何れかの組み合わせた構成で実行してもよい。

[0093] 上述したように本開示の技術は、薄く形成される 4 次元アパチャ A_4 を利用して得られる情報を用いて画像処理が実現されることが好ましいので、以下の技術を含む。

[0094] （第 1 の技術）

光源からの光を第 1 開口数の光学系により被照射側物体に照射し、かつ照射された光による被照射側物体からの戻り光が第 2 開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得する取得部と、

前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被照射側物体を示す 3 次元の光の周波数との 4 次元空間上で、かつ前記第 1 開口数の光学系と前記第 2 開口数の光学系とにより形成される 4 次元周波数開口に投影する第 1 処理と、投影した情報を 3 次元空間に投影する第 2 処理と、を行う処理部と、

を備える画像処理装置。

[0095] 画像処理部 206 は、本開示の技術の「取得部」及び「処理部」の一例である。

[0096] (第 2 の技術)

光源からの光を被検眼に照射して得られた信号光と、前記光源からの光が分割された参照光との干渉光を検出する検出部と、

前記光源からの光を被検眼に照射するように第 1 開口数により形成された照射光学系と、

前記照射光学系により照射された光による被検眼からの戻り光を前記信号光として前記検出部に伝播するように前記第 1 開口数と異なる第 2 開口数により形成された検出光学系と、

前記検出部で検出された干渉光を示す情報に基づいて、前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被検眼を示す 3 次元の光の周波数との 4 次元空間上で、かつ前記第 1 開口数の光学系と前記第 2 開口数の光学系とにより形成される 4 次元周波数開口に投影する第 1 処理と、投影した情報を 3 次元空間に投影する第 2 処理と、を行う処理部と、

前記処理部で処理された情報に基づいて、光軸方向に深さが異なる複数の面に対応した複数の画像を生成する画像生成部と、

を備えた眼科装置。

[0097] センサ 20B は、本開示の技術の「取得部」の一例である。照射光学系 210 は、本開示の技術の「照射光学系」の一例であり、検出光学系 220 は、本開示の技術の「検出光学系」の一例である。画像処理部 206 は、本開示の技術の「処理部」及び「画像生成部」の一例である。

[0098] 以上、本開示の技術を実施形態を用いて説明したが、本開示の技術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。要旨を逸脱しない範囲で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開示の技術の技術的範囲に含まれる。

[0099] また、上記実施の形態では、メモリ等の記憶装置に記憶したプログラムを

実行することにより行われる処理を説明したが、少なくとも一部のプログラムの処理をハードウェアで実現してもよい。また、上述した実施形態で説明したプログラムの処理の流れも、一例であり、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。

[0100] さらに、上述した実施形態における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。

[0101] 上述した実施形態では、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、上記実施形態において、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。

[0102] また、上述した実施形態における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。

[0103] 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。また、2022年3月24日に出願された日本国出願番号第2022-048770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。

請求の範囲

- [請求項1] プロセッサが行う画像処理装置における画像処理方法であって、
光源からの光を第1開口数の光学系により被照射側物体に照射し、
かつ照射された光による被照射側物体からの戻り光が第2開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得し、
前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被照射側物体を示す3次元の光の周波数との4次元空間上で、かつ前記第1開口数の光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と、を行う
ことを含む画像処理方法。
- [請求項2] 前記画像処理装置は眼科装置に備えられ、
前記被照射側物体は被検眼である
請求項1に記載の画像処理方法。
- [請求項3] 前記干渉光を示す情報は、前記画像処理装置に含まれる光干渉断層計において前記干渉光を検出する検出部で検出して得られたOCTデータであり、
前記プロセッサは、
前記OCTデータを前記干渉光を示す情報として取得する
請求項1又は請求項2に記載の画像処理方法。
- [請求項4] 前記干渉光を示す情報は、タイムドメイン型の光干渉断層計又はフーリエドメイン型の光干渉断層計において前記干渉光を検出する検出部で検出して得られたOCTデータを適用する
請求項3に記載の画像処理方法。
- [請求項5] 前記プロセッサは、
前記OCTデータに基づいて、深さが異なる複数の面に対応した複数の画像を生成する、

請求項 3 又は請求項 4 に記載の画像処理方法。

[請求項 6]

前記プロセッサは、

開口数がゼロ、又は開口数がゼロより大きい前記第 1 開口数の光学系と、前記第 1 開口数より大きい前記第 2 開口数の光学系とからの前記信号光により得られた前記干渉光を示す情報を取得する

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]

前記プロセッサは、

前記光源からの光を平行光束によって被照射側物体に照射する前記第 1 開口数の光学系と、予め定めた開口数である前記第 2 開口数の光学系からの前記信号光により得られた前記干渉光を示す情報を取得する

請求項 5 に記載の画像処理方法。

[請求項 8]

前記プロセッサは、

開口数 NA が、 $0 \leq NA \leq 0.2$ の条件に適合した前記第 1 開口数の光学系を含む光学系からの前記信号光により得られた前記干渉光を示す情報を取得する

請求項 6 又は請求項 7 に記載の画像処理方法。

[請求項 9]

前記 3 次元空間に投影した情報を画像として表示する表示画面の情報を生成する

請求項 1 から請求項 8 の何れか 1 項に記載の画像処理方法。

[請求項 10]

メモリと、プロセッサとを備えた画像処理装置において、

前記プロセッサは、

光源からの光を第 1 開口数の光学系により被照射側物体に照射し、かつ照射された光による被照射側物体からの戻り光が第 2 開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得し、

前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被照射側物体を示す 3 次元の光の周波数との 4 次元空間上で、かつ前記第 1 開口数の

光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と、を行う

ことを実行する画像処理装置。

[請求項11]

光源からの光を被検眼に照射して得られた信号光と、前記光源からの光が分割された参照光との干渉光を検出する検出部と、

前記光源からの光を被検眼に照射するように第1開口数により形成された照射光学系と、

前記照射光学系により照射された光による被検眼からの戻り光を前記信号光として前記検出部に伝播するように前記第1開口数と異なる第2開口数により形成された検出光学系と、

前記検出部で検出された干渉光を示す情報に基づいて、前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被検眼を示す3次元の光の周波数との4次元空間上で、かつ前記第1開口数の光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開口に投影する第1処理と、投影した情報を3次元空間に投影する第2処理と、を行う処理部と、

前記処理部で処理された情報に基づいて、光軸方向に深さが異なる複数の面に対応した複数の画像を生成する画像生成部と、

を備えた眼科装置。

[請求項12]

コンピュータに、

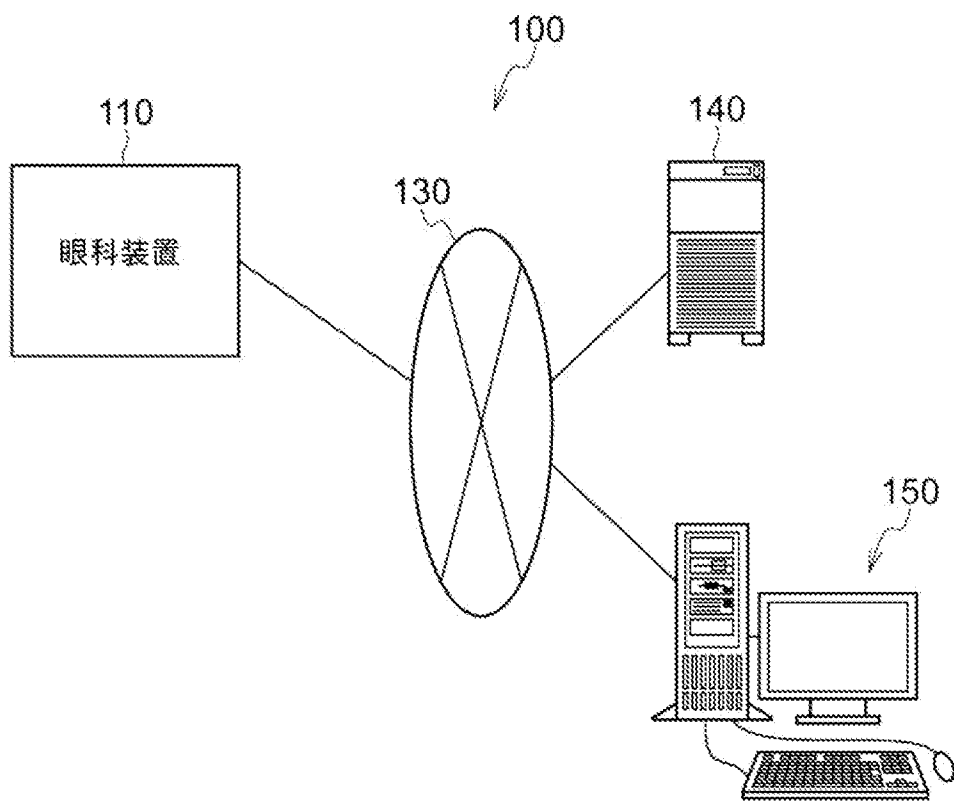
光源からの光を第1開口数の光学系により被照射側物体に照射し、かつ照射された光による被照射側物体からの戻り光が第2開口数の光学系により伝播した信号光と、前記光源からの光を分割した参照光との干渉光を検出して得られた前記干渉光を示す情報を取得し、

前記干渉光を示す情報を、前記光源の周波数と前記被照射側物体を示す3次元の光の周波数との4次元空間上で、かつ前記第1開口数の光学系と前記第2開口数の光学系とにより形成される4次元周波数開

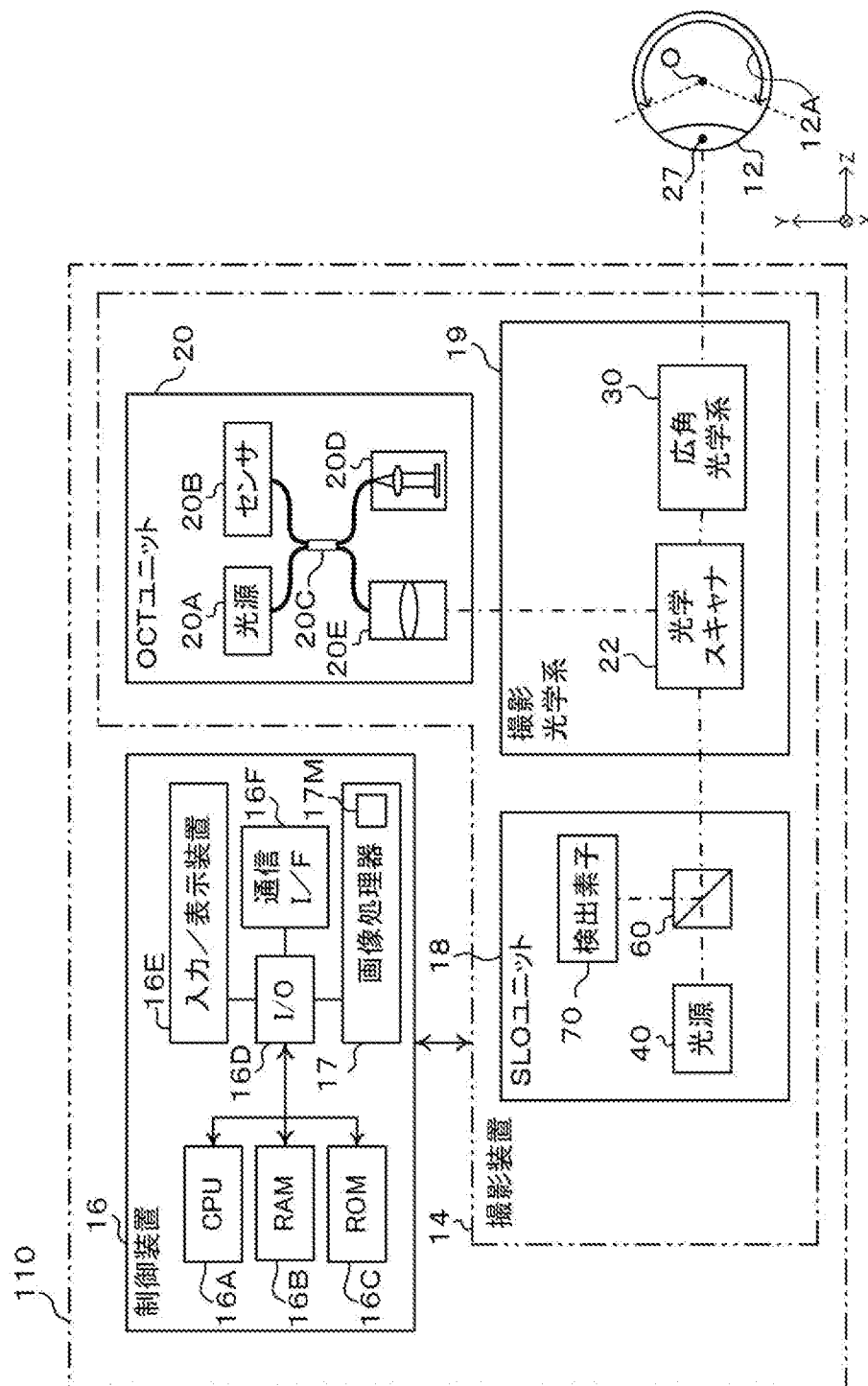
口に投影する第 1 処理と、投影した情報を 3 次元空間に投影する第 2 処理と、を行う

処理を実行させるプログラム。

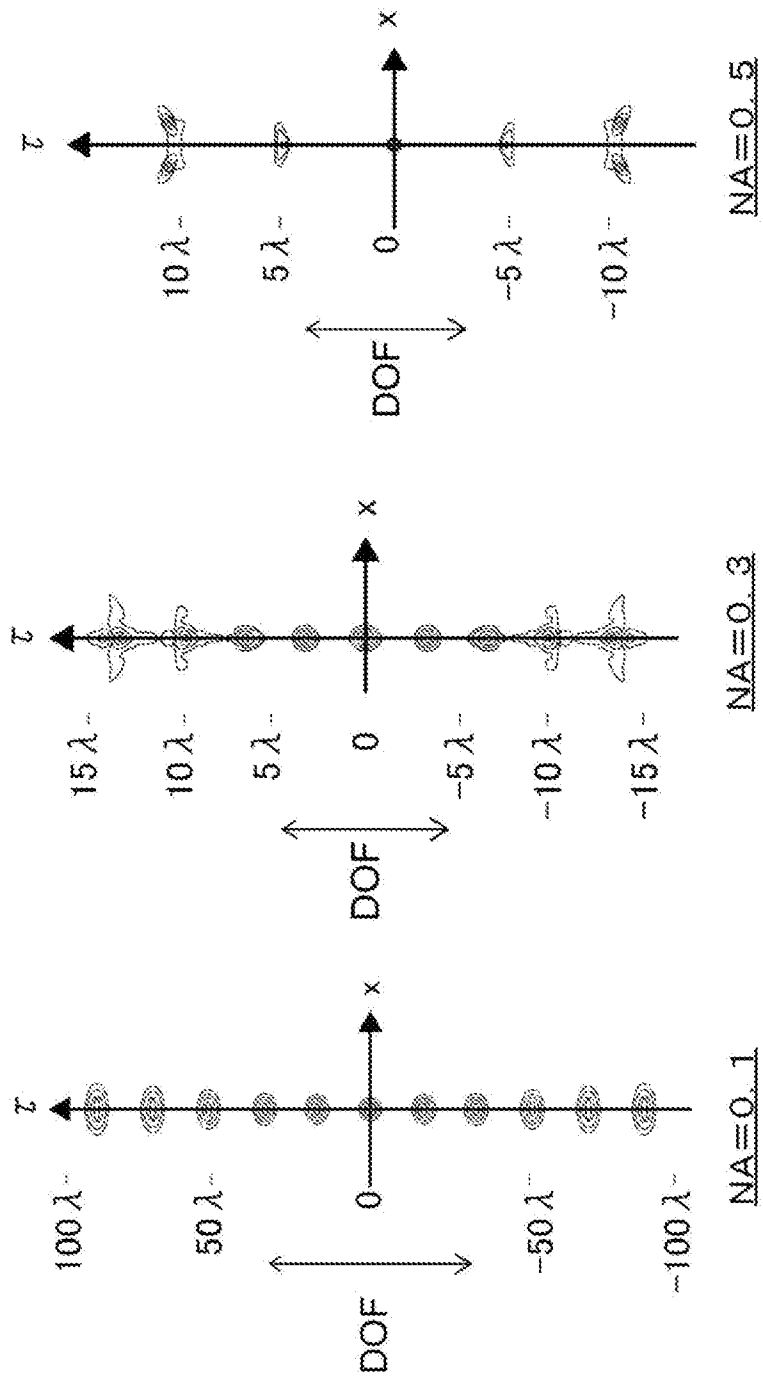
[図1]



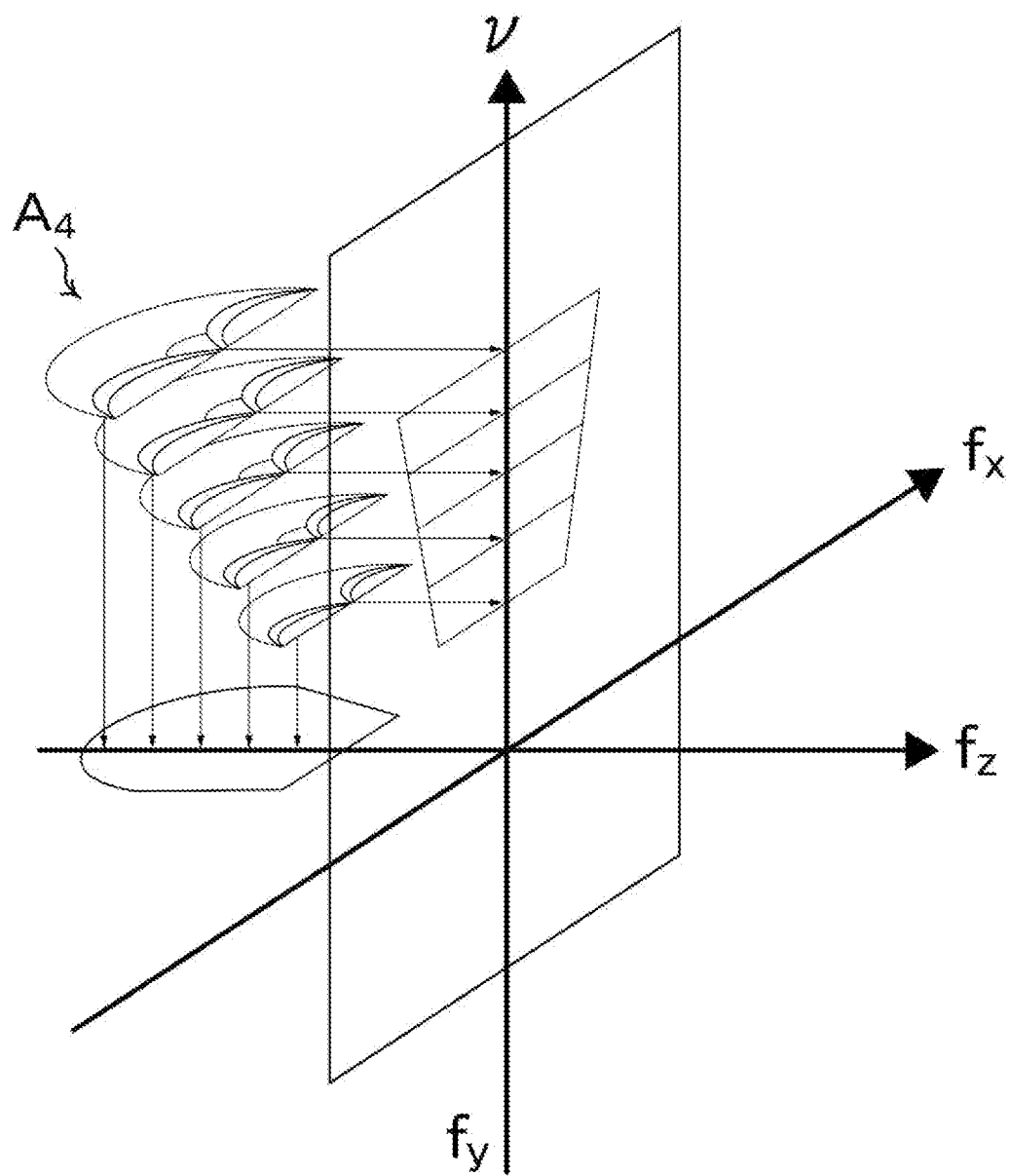
[図2]



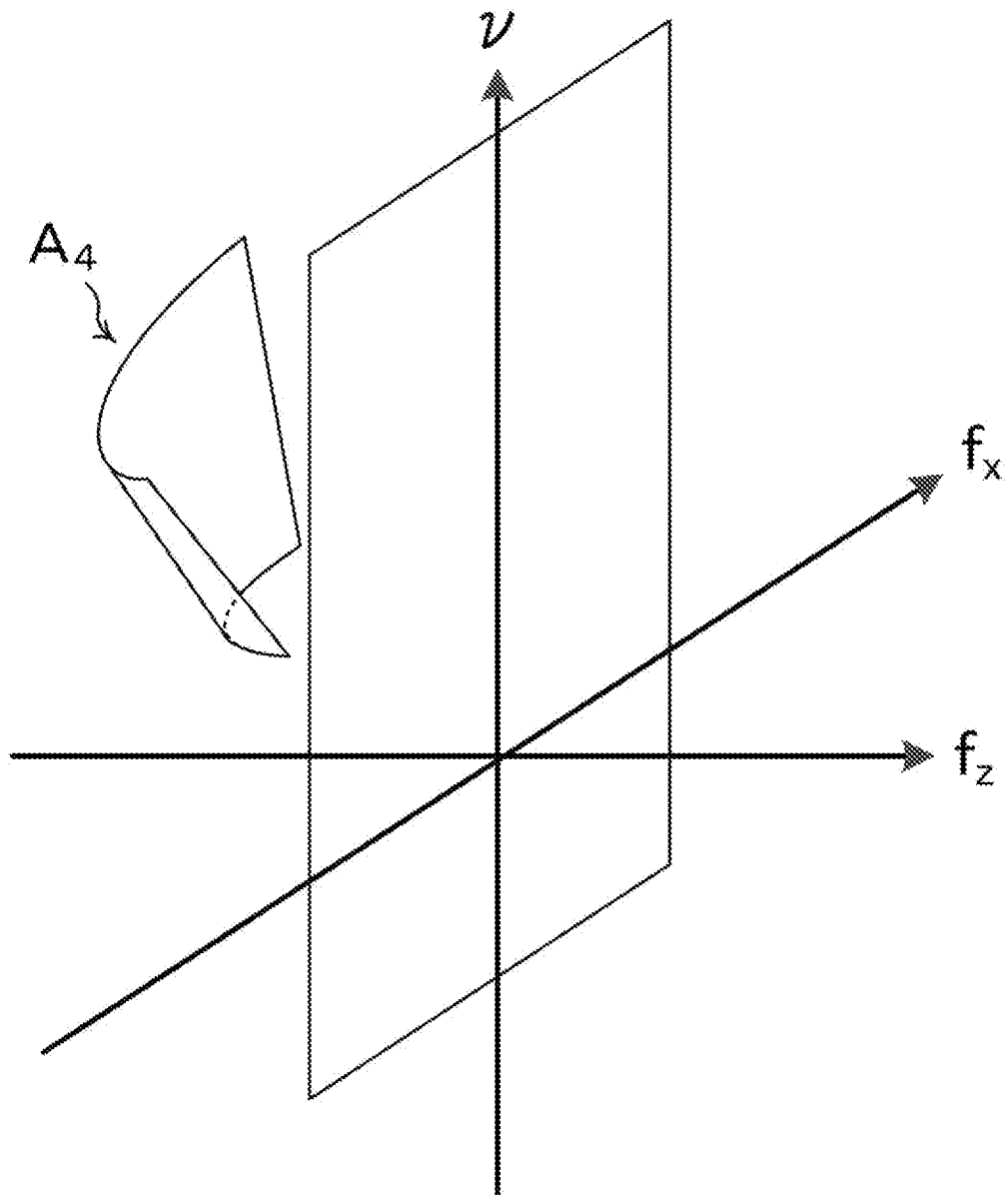
[図3]



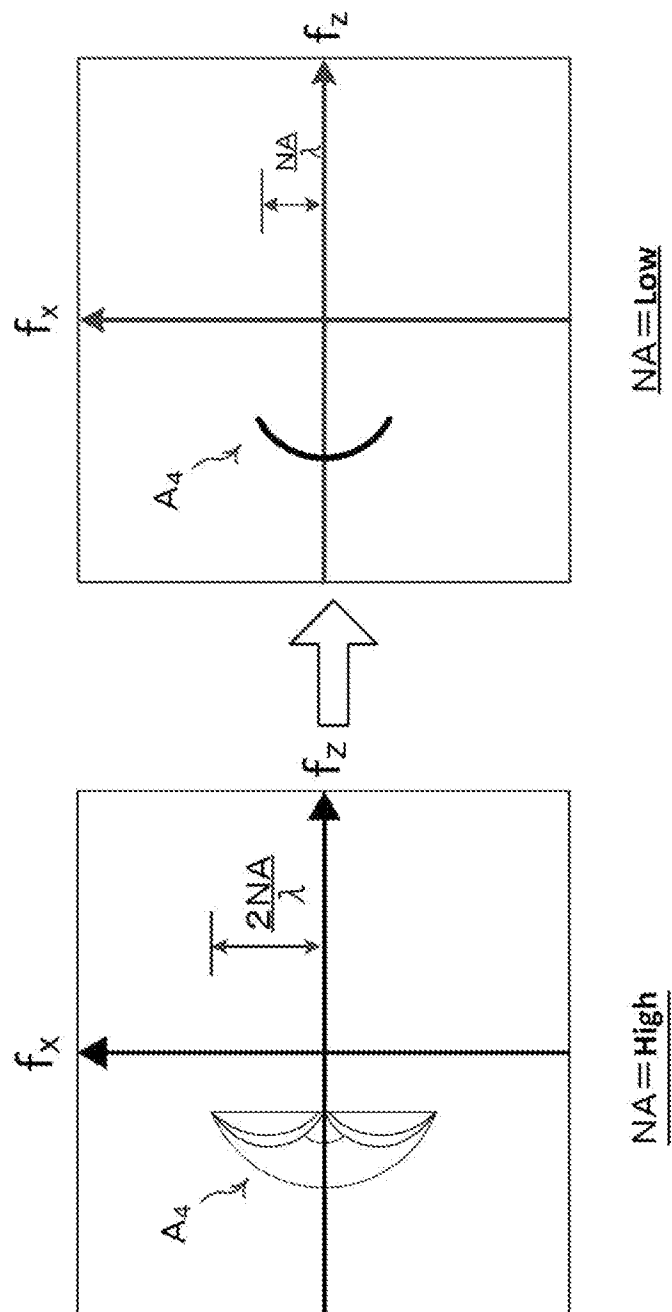
[図4]



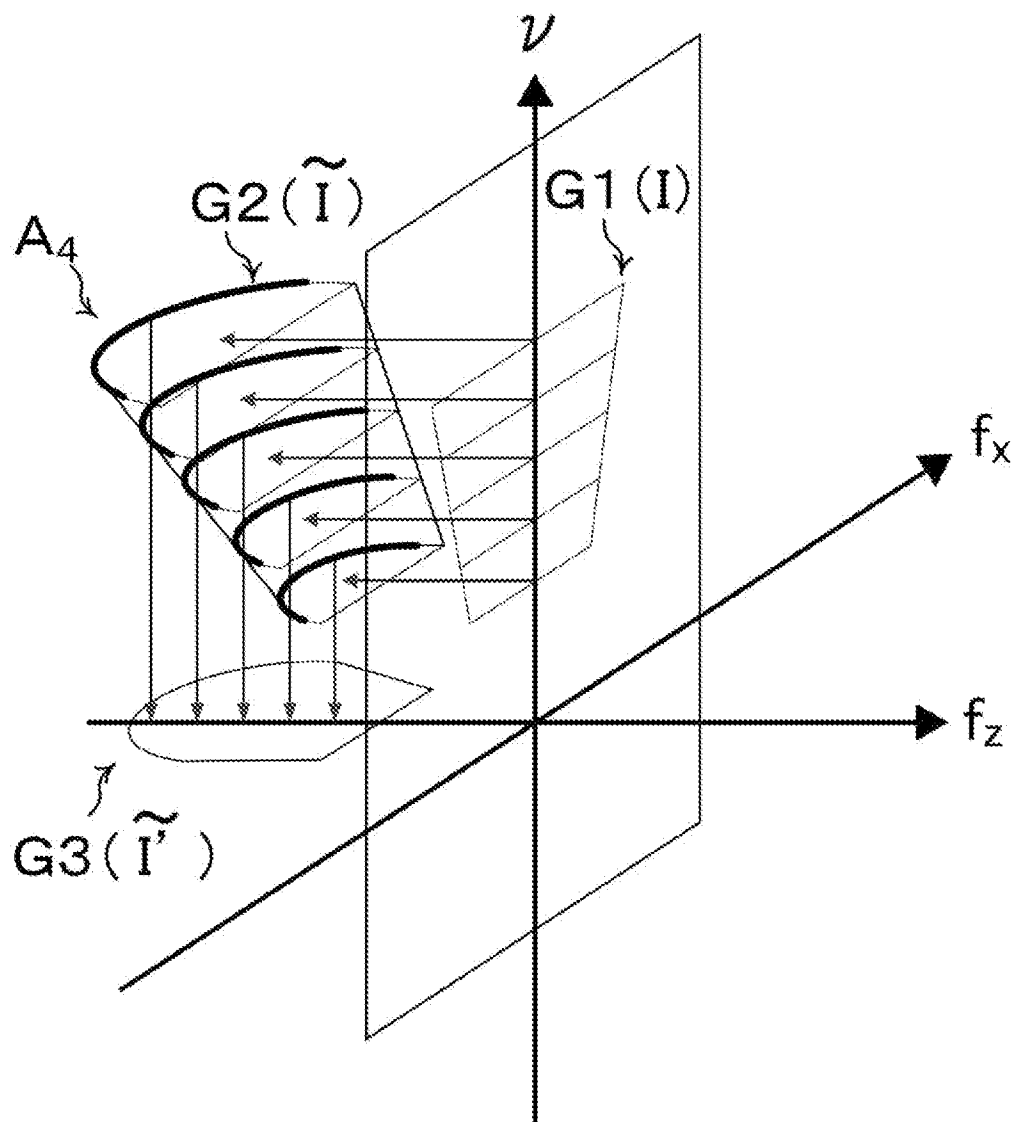
[図5]



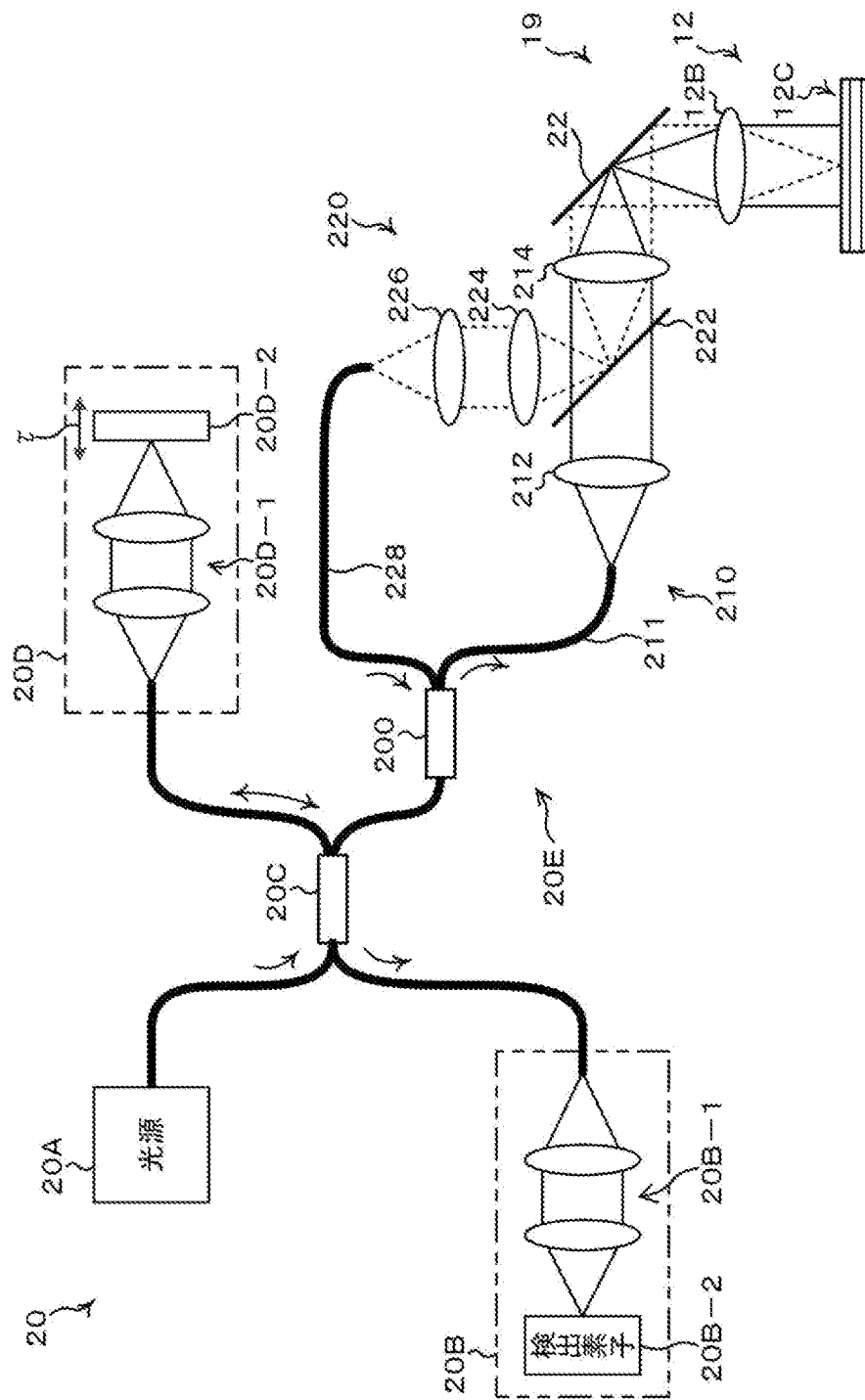
[図6]



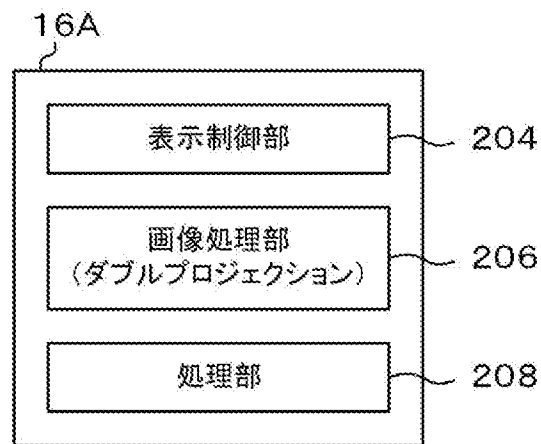
[図7]



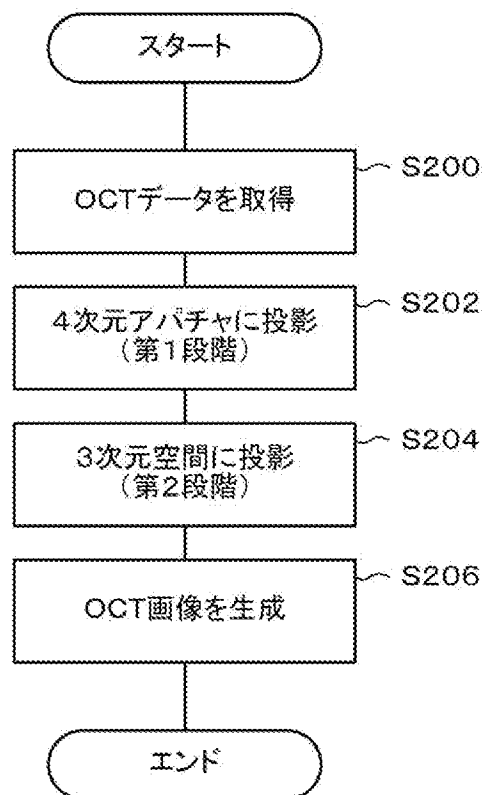
[図8]



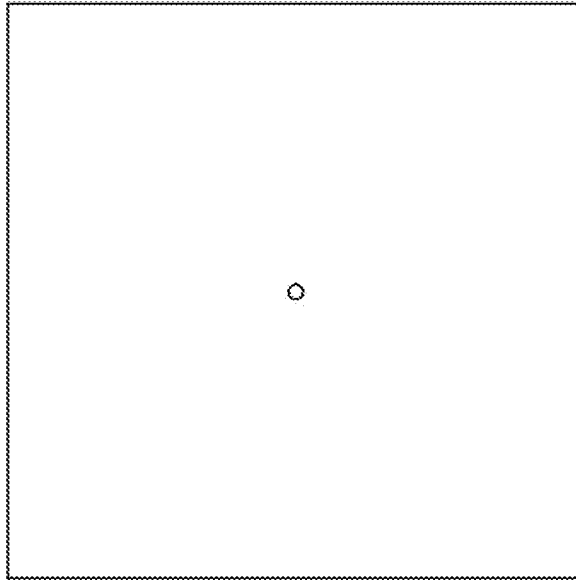
[図9]



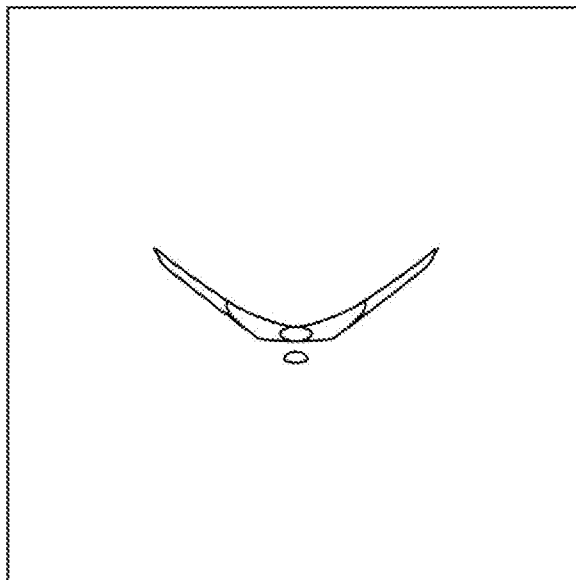
[図10]



[図11A]



[図11B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/009452

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 3/10**(2006.01)i; **G01N 21/17**(2006.01)i

FI: A61B3/10 100; G01N21/17 620

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)

A61B3/00-3/18, G01N21/00-21/01, G01N21/17-21/61

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2016-041222 A (TOPCON CORP) 31 March 2016 (2016-03-31) paragraphs [0001]-[0171], fig. 1-14	1-12
A	JP 2019-518511 A (ECOLE POLYTECHNIQUE FEDERALE DE LAUSANNE (EPFL)) 04 July 2019 (2019-07-04) paragraphs [0001]-[0151], fig. 1-55	1-12
A	JP 2016-504947 A (CARL ZEISS MEDITEC AG) 18 February 2016 (2016-02-18) paragraphs [0001]-[0086], fig. 1-15	1-12
A	JP 2017-522066 A (CARL ZEISS MEDITEC INC.) 10 August 2017 (2017-08-10) paragraphs [0001]-[0236], fig. 1-19	1-12
A	JP 2011-528801 A (OPTOVUE, INC.) 24 November 2011 (2011-11-24) paragraphs [0001]-[0064], fig. 1-10	1-12
A	JP 2019-512086 A (THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION) 09 May 2019 (2019-05-09) paragraphs [0001]-[0120], fig. 1-41	1-12



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

10 May 2023

Date of mailing of the international search report

23 May 2023

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/JP2023/009452

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2016-041222	A	31 March 2016	(Family: none)	
JP	2019-518511	A	04 July 2019	US 2019/0290124 A1 paragraphs [0001]-[0250], fig. 1-55	
				WO 2017/195163 A1	
				CN 109414162 A	
JP	2016-504947	A	18 February 2016	US 2014/0218684 A1 paragraphs [0001]-[0103], fig. 1-15	
				WO 2014/118325 A1	
JP	2017-522066	A	10 August 2017	US 2016/0206193 A1 paragraphs [0001]-[0090], fig. 1-9	
				WO 2015/189174 A2	
JP	2011-528801	A	24 November 2011	US 2010/0033727 A1 paragraphs [0001]-[0076], fig. 1-10	
				WO 2010/011656 A1	
				CN 102105105 A	
JP	2019-512086	A	09 May 2019	US 2019/0049232 A1 paragraphs [0001]-[0164], fig. 1-41	
				WO 2017/139760 A1	
				KR 10-2018-0120180 A	
				CN 109073356 A	

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; G01N 21/17(2006.01)i FI: A61B3/10 100; G01N21/17 620		
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）） A61B3/00-3/18, G01N21/00-21/01, G01N21/17-21/61		
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
A	JP 2016-041222 A (株式会社トプコン) 31.03.2016 (2016 - 03 - 31) [0001]-[0171], 図1-14	1-12
A	JP 2019-518511 A (エコール・ポリテクニク・フェデラル・ドウ・ローザンヌ (ウ・ペ・エフ・エル)) 04.07.2019 (2019 - 07 - 04) [0001]-[0151], 図1-55	1-12
A	JP 2016-504947 A (カール ツァイス メディテック アクチエンゲゼルシャフト) 18.02.2016 (2016 - 02 - 18) [0001]-[0086], 図1-15	1-12
A	JP 2017-522066 A (カール ツァイス メディテック インコーポレイテッド) 10.08.2017 (2017 - 08 - 10) [0001]-[0236], 図1-19	1-12
A	JP 2011-528801 A (オプトビュー, インコーポレーテッド) 24.11.2011 (2011 - 11 - 24) [0001]-[0064], 図1-10	1-12
☒ 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 10.05.2023		国際調査報告の発送日 23.05.2023
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） 北島 拓馬 2Q 4845 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2019-512086 A (ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイション) 09.05.2019 (2019 - 05 - 09) [0001]-[0120], 図1-41	1-12

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/JP2023/009452

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2016-041222	A	31.03.2016	(ファミリーなし)	
JP	2019-518511	A	04.07.2019	US 2019/0290124	A1
				[0001]-[0250], 図1-55	
				WO 2017/195163	A1
				CN 109414162	A
JP	2016-504947	A	18.02.2016	US 2014/0218684	A1
				[0001]-[0103], 図1-15	
				WO 2014/118325	A1
JP	2017-522066	A	10.08.2017	US 2016/0206193	A1
				[0001]-[0090], 図1-9	
				WO 2015/189174	A2
JP	2011-528801	A	24.11.2011	US 2010/0033727	A1
				[0001]-[0076], 図1-10	
				WO 2010/011656	A1
				CN 102105105	A
JP	2019-512086	A	09.05.2019	US 2019/0049232	A1
				[0001]-[0164], 図1-41	
				WO 2017/139760	A1
				KR 10-2018-0120180	A
				CN 109073356	A