

(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
2024年11月14日(14.11.2024)



(10) 国際公開番号
WO 2024/232288 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2024/016228

(22) 国際出願日: 2024年4月25日(25.04.2024)

(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 2023-076964 2023年5月8日(08.05.2023) JP

(71) 出願人: 株式会社ニデック(NIDEK CO., LTD.)
[JP/JP]; 〒4430038 愛知県蒲郡市拾石町前
浜3 4 番地 1 4 Aichi (JP).

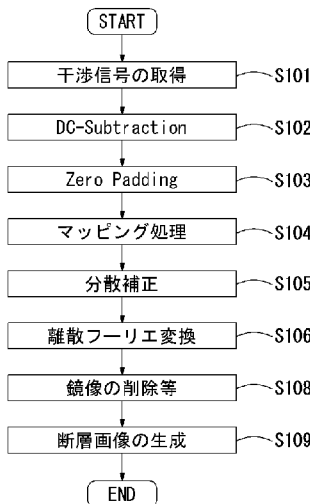
(72) 発明者: 余語 宏文(YOGO Hirofumi); 〒4430038
愛知県蒲郡市拾石町前浜3 4 番地 1 4 Aichi
(JP). 柵木 誠二(MASEGI Seiji); 〒4430038 愛知
県蒲郡市拾石町前浜3 4 番地 1 4 Aichi (JP).

(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,

(54) **Title:** OPHTHALMOLOGIC IMAGE PROCESSING PROGRAM AND OPHTHALMOLOGIC IMAGE PRO-
CESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 眼科画像処理プログラムおよび眼科画像処理装置

[図3]



S101 Acquire interference signal
S102 Perform DC-subtraction
S103 Perform zero padding
S104 Perform mapping processing
S105 Perform dispersion correction
S106 Perform discrete Fourier transformation
S108 Perform mirror image deletion, etc.
S109 Generate tomographic image

(57) **Abstract:** Provided is an ophthalmologic image processing program executed by an ophthalmologic image processing device for processing an ophthalmologic image which is an image of a tissue of an eye to be examined. As a result of the ophthalmologic image processing program being executed by a control unit of the ophthalmologic image processing device, said program causes the ophthalmologic image processing device to execute: a base image acquisition step for acquiring, as a base image, a tomographic image captured by an SS-OCT device having a wavelength sweeping light source as an OCT light source; and a target image acquisition step for acquiring a target image by inputting the base image to a mathematical model trained by a machine learning algorithm and trained so as to output an image in which at least

[続葉有]

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, 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:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

phase noise of wavelength sweep from the OCT light source in the input image is reduced.

(57) 要約: 被検眼の組織の画像である眼科画像を処理する眼科画像処理装置によって実行される眼科画像処理プログラムであって、前記眼科画像処理プログラムが前記眼科画像処理装置の制御部によって実行されることで、OCT光源として波長掃引光源を有するSS-OCT装置によって撮影された断層画像を、基画像として取得する基画像取得ステップと、機械学習アルゴリズムによって訓練された数学モデルであって入力画像における前記OCT光源由来の波長掃引の位相ノイズを少なくとも低減した画像が出力されるように訓練された数学モデルに、前記基画像を入力することで目的画像を取得する目的画像取得ステップと、を前記眼科画像処理装置に実行させる。

明 細 書

発明の名称：眼科画像処理プログラムおよび眼科画像処理装置 技術分野

[0001] 本開示は、被検眼の組織のOCTデータを処理する眼科画像処理プログラムおよび眼科画像処理装置に関する。

背景技術

[0002] 眼科分野において、被検眼の組織の断層画像を撮影する装置である、光干渉断層計（Optical Coherence Tomography：OCT）が知られている。OCTの方式として、例えば、光源として出射波長を時間的に高速で変化させる波長掃引光源が用いられるSS-OCT（Swept Source-OCT）方式がある（特許文献1参照）。SS-OCTでは、従来のSD-OCT（Spectral Domain-OCT）に比べ、深さ方向に関して広い撮影範囲を実現しやすい。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2015-157182号公報

発明の概要

[0004] しかしながら、波長掃引光源を用いた場合には、非常に高速に波長を変化させて光を出射させており制御が複雑である。干渉信号のサンプリングのタイミング毎の波長掃引の位相が不規則に振動し（揺らぎ）、干渉信号の波数空間へのリサンプリングが失敗することで、断層画像上にノイズが生じる場合がある。このノイズは、ゼロディレイから離れた領域ほど問題になりやすい。このノイズは、スペクトル干渉信号からOCTデータを生成する演算処理（例えば、マッピングアーム方式およびk-clock方式等のk空間リサンプリング手法）では、抑制することが困難である。

[0005] また、OCTでは、ノイズを低減する手法として複数画像による加算平均処理が広く利用されているが、光源由来の波長掃引の位相ノイズは、加算平

均処理では取り除くことが難しい。

[0006] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、各領域において良好な画質の断層画像が取得される眼科画像処理プログラムおよび眼科画像処理装置を提供すること、を技術課題とする。

[0007] 本開示の第1態様に係る眼科画像処理プログラムは、被検眼の組織の画像である眼科画像を処理する眼科画像処理装置によって実行される眼科画像処理プログラムであって、前記眼科画像処理プログラムが前記眼科画像処理装置の制御部によって実行されることで、OCT光源として波長掃引光源を有するSS-OCT装置によって撮影された断層画像を、基画像として取得する基画像取得ステップと、機械学習アルゴリズムによって訓練された数学モデルであって入力画像における前記OCT光源由来の波長掃引の位相ノイズを少なくとも低減した画像が出力されるように訓練された数学モデルに、前記基画像を入力することで目的画像を取得する目的画像取得ステップと、を前記眼科画像処理装置に実行させる。

[0008] 本開示の第2態様に係る眼科画像処理装置は、上記第1態様に係る眼科画像処理プログラムを実行する。

[0009] 本開示によれば、各領域において良好な画質の断層画像が取得される。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]実施例に係るOCTシステムの概略構成を示した図である。

[図2]実施例に係るOCT光学系を示す図である。

[図3]スペクトル干渉信号からOCTデータを生成する演算処理の一例を示すフローチャートである。

[図4]波長掃引の位相ノイズの低減処理を示すフローチャートである。

[図5]数学モデルを説明するための図である。

[図6]本低減処理を説明するための図である。

[図7]変形例を説明するための図である。

[図8]第2の変形例を説明するための図である。

発明を実施するための形態

- [0011] 本開示の実施形態を説明する。以下の<>にて分類された項目は、独立または関連して利用されうる。実施形態に係る眼科画像処理プログラムは、被検眼の組織の画像である眼科画像を処理する眼科画像処理装置によって実行される。
- [0012] 眼科画像処理プログラムが眼科画像処理装置の制御部（「プロセッサ」ともいう）によって実行されることで、基画像取得ステップと、目的画像取得ステップと、が少なくとも実行される。
- [0013] 基画像取得ステップでは、OCT光源として波長掃引光源を有するSS-OCT装置によって撮影された断層画像が、基画像として取得される。
- [0014] 目的画像取得ステップでは、機械学習アルゴリズムによって訓練された数学モデルであって入力画像におけるOCT光源由来の波長掃引の位相ノイズを少なくとも低減した画像が出力されるように訓練された数学モデルに、基画像を入力することで目的画像が取得される。位相ノイズは、干渉信号のサンプリングのタイミング毎の波長掃引の位相が不規則に振動し（揺らぎ）、干渉信号の波数空間へのリサンプリングが失敗することで生じるノイズである。位相ノイズは、マッピングアーム方式およびk-clock方式等で抑制することは困難であり、更に、複数画像による加算平均処理等の従来の画像処理によって抑制することは困難であった。これに対し、本実施形態では、機械学習アルゴリズムによって訓練された数学モデルであって入力画像におけるOCT光源由来の波長掃引の位相ノイズを少なくとも低減した画像が出力されるように訓練された数学モデルを利用することで、位相ノイズ成分を適切に抑制することが可能となる。すなわち、数学モデルに基画像を入力することで、基画像における位相ノイズ成分が適切に低減された目的画像を取得できる。
- [0015] 数学モデルは、例えば、入力データと、出力データの間係を予測するためのデータ構造を指す。数学モデルは、訓練データセットを用いて訓練されることで構築される。本実施例において、訓練データセットは、入力用訓練データと出力用訓練データのセットであってもよい。例えば、訓練によって、

各入力と出力の相関データ（例えば、重み）が更新される。本実施形態では、構築された数学モデルを実現させるプログラムおよびデータは、眼底画像処理装置に組み込まれる。

[0016] 機械学習アルゴリズムとしては、例えば、ニューラルネットワーク、ランダムフォレスト、ブースティング、サポートベクターマシン（SVM）等が一般的に知られている。

[0017] 本実施形態では、機械学習アルゴリズムとして多層型のニューラルネットワークが用いられている。ニューラルネットワークは、データを入力するための入力層と、予測したい解析結果のデータを生成するための出力層と、入力層と出力層の間の1つ以上の隠れ層を含む。各層には、複数のノード（ユニットとも言われる）が配置される。詳細には、本実施形態では、多層型ニューラルネットワークの一種である畳み込みニューラルネットワーク（CNN）が用いられている。なお、他の機械学習アルゴリズムが用いられてもよい。例えば、競合する2つのニューラルネットワークを利用する敵対的生成ネットワーク（Generative adversarial networks：GAN）が、機械学習アルゴリズムとして採用されてもよい。

[0018] 本実施形態の目的画像取得ステップにおいて利用される数学モデルは、断層画像における深さ方向の撮影範囲の第1領域に被検眼の所定部位が配置されて撮影された断層画像のデータを出力用訓練データとすると共に、第1領域に被検眼の所定部位が配置されて撮影された断層画像に対して、第1領域よりもゼロディレイから離れた第2領域に対応する位相ノイズ成分が付加されたノイズ付加画像のデータを入力用訓練データとして訓練されていてもよい。

[0019] これによれば、第1領域よりもゼロディレイから離れた第2領域において所定部位が配置されて撮影された断層画像に対し、第2領域における位相ノイズ成分が適切に低減される。結果、各領域において良好な画質の断層画像を得ることができる。

[0020] 上記の数学モデルは、位相ノイズ成分を有する入力用訓練画像と、位相ノ

イズ成分が低減された出力用訓練画像と、の訓練データセットによって訓練されるが、必ずしもこれに限定されるものではない。例えば、本実施形態の数学モデルは、Noise 2 Noiseと呼ばれる手法に基づいて訓練されノイズを除去するものであってもよい。この場合、OCT光源由来の波長掃引の位相ノイズを低減した画像を出力する数学モデルが、位相ノイズ成分が低減された画像を出力用訓練画像として利用することなく、位相ノイズ成分を有する画像によって訓練されていてもよい。すなわち、本実施形態において、位相ノイズ成分を低減するように訓練される数学モデルは、位相ノイズ成分を有する画像に基づいて訓練される。

[0021] 本実施形態において、数学モデルは、複数のOCT装置によって撮影された断層画像のデータ、および、当該断層画像に対応するノイズ付加画像によって、訓練されていてもよい。OCT光源由来の波長掃引の位相ノイズの特性は、装置毎（光源毎）に異なっているので、複数のOCT装置によって撮影された断層画像のデータ、および、当該断層画像に対応するノイズ付加画像によって、訓練されていることで、必ずしも実際に使用する装置の画像に基づいて数学モデルを訓練しなくても、良好にノイズが低減されやすい。

[0022] また、数学モデルは、互いに異なる深さ位置に対応する位相ノイズ成分が付加された複数のノイズ付加画像を、入力用訓練データとして訓練されていてもよい。これによれば、入力画像における所定部位の深さ位置にかかわらず、光源由来の波長掃引の位相ノイズが良好に抑制された目的画像が得られやすくなる。

[0023] 「実施例」

以下、実施例として、図1，2に示すOCTシステム（光コヒーレンストモグラフィーシステム）を説明する。

[0024] 図1に示すように、実施例に係るOCTシステムは、光学ユニット10と、本実施例のコンピュータに相当する制御ユニット50と、を少なくとも含む。本実施例において、光学ユニット10と、制御ユニット50と、は、OCT装置として、一体化されている。本実施例に係るOCTシステム（OCT

T装置)は、波長掃引式OCT(SS-OCT)を基本的構成としている。

[0025] 光学ユニット10は、導光光学系150を備える。更に、本実施例における光学ユニット10は、眼底観察光学系200、および、前眼部観察光学系300を備える。

[0026] 光学ユニット10は、XYZ移動部15によって3次元的に移動可能である。本実施例では、XYZ移動部15は、演算制御器70によって駆動制御される。本実施例では、XYZ移動部15が光学ユニット10を3次元的に移動させることによって、被検眼Eに対して光学ユニット10の3次元位置が調整される。これにより、被検眼Eに対して光学ユニット10の3次元位置がアライメントされる。また、被検者の顔は顔支持ユニット17によって支持される。顔支持ユニット17による顔の支持位置は、上下方向に移動可能である。

[0027] 制御ユニット50は、本実施例における眼科画像処理装置であり、OCTシステムの全体を制御する演算制御器(プロセッサ)70を少なくとも備える。演算制御器70は、例えば、CPUおよびメモリなどによって構成される。一例として、本実施例では、演算制御器70が、OCTシステムにおける画像処理器を兼用している。

[0028] その他、OCTシステムには、記憶部(メモリ)72、入力インターフェース(操作部)75、モニタ80、等が設けられてもよい。各部は、演算制御器70に接続される。

[0029] OCT装置の動作を制御するための各種プログラム、初期値等は、メモリ72に記憶されてもよい。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュROM、および、OCT装置に着脱可能に装着されるUSBメモリ等をメモリ72として使用することができる。また、メモリ72には、OCTデータから生成されるOCT画像の他、撮影に関する各種情報が記憶されてもよい。モニタ80は、OCTデータ(OCT画像)を表示してもよい。

[0030] <OCT光学系>

次に、図2を参照し、本実施例におけるOCT光学系100を説明する。

OCT光学系100は、導光光学系150によって測定光を被検眼Eに導く。OCT光学系100は、参照光学系110に参照光を導く。OCT光学系100は、被検眼Eによって反射された測定光と参照光との干渉、によって取得されるスペクトル干渉信号光を検出器（受光素子）120に受光させる。

[0031] 本実施例において、OCT光学系100には、SS-OCT方式が用いられる。この場合、OCT光学系100は、OCT光源102として、波長掃引光源を有する。また、OCT光学系100は、検出器120として、点検出器を有する。

[0032] 波長掃引光源は、出射波長が時間的に掃引される。OCT光源102は、VCSEL式波長掃引光源であってもよい。VCSEL式波長掃引光源は、レーザ発振を担うVCSELと、高速走査を実現するMEMSと、を含む。

[0033] 本実施例において検出器120は、複数（例えば、2つ）の検出器を用いて平衡検出を行う平衡検出器である。演算制御器70は、波長掃引光源による出射波長の変化に応じて参照光と測定光の戻り光の干渉信号をサンプリングし、サンプリングによって得られた各波長での干渉信号に基づいて被検眼のOCTデータを得る。

[0034] カップラ（スプリッタ）104は、第1の光分割器として用いられ、光源102から出射された光を測定光路と参照光路に分割する。カップラ104は、例えば、光源102からの光を測定光路側の光ファイバー152に導光すると共に、参照光路側の参照光学系110に導光する。

[0035] <導光光学系>

導光光学系150は、測定光を眼Eに導くために設けられる。導光光学系150には、例えば、光ファイバー152、コリメータレンズ153、フォーカシングレンズ155、光スキャナ156、及び、対物レンズ系158（本実施例における対物光学系）が順次設けられてもよい。この場合、測定光は、光ファイバー152の出射端から出射され、コリメータレンズ153に

よって平行ビームとなる。その後、フォーカシングレンズ155を介して、光スキャナ156に向かう。フォーカシングレンズ155は、図示なき駆動部によって光軸に沿って変位可能であり、集光状態を調整するために利用される。光スキャナ156を通過した光は、対物レンズ系158を介して、眼Eに照射される。本実施例では、（装置本体が備える）対物レンズ系158に関して光スキャナ156と共役な位置に、旋回点Pが形成される。

[0036] 光スキャナ156は、被検眼Eの組織上でXY方向（横断方向）に測定光を走査させてもよい。本実施例において、光スキャナ156は、例えば、2つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構によって任意に調整される。光源102から出射された光束は、その反射（進行）方向が変化され、被検眼Eの組織上で任意の方向に走査される。光スキャナ156としては、例えば、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化させる音響光学素子（AOM）等が用いられてもよい。

[0037] 測定光による眼Eからの散乱光（反射光）は、投光時の経路を遡って、光ファイバー152へ入射され、カップラ104に達する。カップラ104は、光ファイバー152からの光を、検出器120に向かう光路へと導く。

[0038] <参照光学系>

参照光学系110は、参照光を生成する。参照光は、測定光の被検眼Eからの反射光と合成される。参照光学系110を経由した参照光は、カップラ148にて測定光路からの光と合波されて干渉する。参照光学系110は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであってもよい。

[0039] 図2に示す参照光学系110は、一例として、透過光学系によって形成されている。この場合、参照光学系110は、カップラ104からの光を戻さず透過させることにより検出器120へと導く。これに限らず、参照光学系110は、例えば、反射光学系によって形成され、カップラ104からの光を反射光学系により反射することにより検出器120に導いてもよい。本実

施例において、カップラ 104 から検出器 120 までの光路上には、光路長差調整部 145、および、偏波調整部 147、が配置されている。

[0040] 光路長差調整部 145 は、測定光と参照光との光路長差を調整するために利用される。OCT データを取得する際には、撮影対象（被検眼 E の部位）の深さ位置に少なくとも応じて、測定光と参照光との光路長差を、事前に調整しておく必要がある。本実施例では、参照光路上に、直交した 2 つの面を持つミラー 145 a が設けられている。このミラー 145 a がアクチュエータ 145 b によって矢印方向に移動されることによって、参照光路の光路長を増減することができる。勿論、測定光と参照光との光路長差が調整する構成は、これに限られるものではない。例えば、導光光学系 150 において、コリメータレンズ 153 とカップラとが一体的に移動されることで、測定光の光路長が調整され、結果として、測定光と参照光との光路長差が調整されてもよい。

[0041] 本実施例において、偏波調整部 147 は、参照光の偏光を調整する。偏波調整部は測定光路上に配置されていてもよい。

[0042] <OCT 演算>

次に、図 3 を参照し、スペクトル干渉信号から OCT データを生成する演算処理の一例を説明する。まず、演算制御器 70 は、検出器 120 によって検出されたスペクトル干渉信号を処理（フーリエ解析）し、被検眼の OCT データ（OCT 画像）を得る（S101）。

[0043] ここで、本実施例では、検出器 120 では、波長掃引に基づいて時間に応じて強度が変化するビート信号として、スペクトル干渉信号が検出される。例えば、A スキャン毎のスペクトル干渉信号に対し、DC-subtraction（直流成分の除去処理）（S102）、および、Zero Padding（ゼロ詰め処理）（S103）の後に、マッピング処理（S104）が、演算制御器 70 によって行われる。

[0044] マッピング処理（S104）において、演算制御器 70 は、スペクトル干渉信号を、波数 k ($= 2\pi/\lambda$) に関して等間隔な関数 $I(k)$ に変換する

。つまり、スペクトル干渉信号が波数空間にリサンプリングされる。より具体的な手法については、一例として、本出願人による特開2015-68775号公報等を参照されたい。次に、リサンプリング後のスペクトル干渉信号 $I(k)$ に対して、分散補正処理 (S105) が演算制御器70によって実行される。その結果を、フーリエ変換 (FFT) し (S106)、鏡像を削除等 (S108) することによって、AスキャンOCTデータが得られる。このようにして得られるAスキャンOCTデータを、横断方向において複数取得し、これらを連続的に配置することでBスキャンOCTデータが構築される (S109)。

[0045] <波長掃引の位相ノイズの低減処理>

次に、生成されたBスキャンOCTデータに対して、本実施例では、光源由来の波長掃引の位相ノイズの低減処理が実行される。光源由来の波長掃引の位相ノイズ σ は、波長掃引の位相が不規則に振動し、干渉信号の波数空間へのリサンプリングが失敗することに起因して生じる。OCTでは、ノイズを低減する手法として複数画像による加算平均処理が広く利用されているが、光源由来の波長掃引の位相ノイズ σ は、加算平均処理では取り除くことが難しい。

[0046] ここで、リサンプリング後の干渉信号を表す式を示す。説明の便宜上、複数の層から成る理想的なSS-OCTによるAスキャン信号を、積分形式で次のように示す。

[0047] [数1]

$$I(t) = \int I_s \cos[k_0 t z_s + \phi_{z_s}] dz$$

[0048] z_s はサンプル深さ、 I_s はその深さからの反射率、 t は時間、 ϕ_{z_s} は任意の位相である。 $k_0 t$ は波長掃引光源の波数が時間に対して線形である場合を示している。但し、通常は波長掃引光源の波数は時間に対して線形ではないた

め、 k を t の関数として $k = k(t)$ と記載する。また、波長掃引の位相のノイズ σ を考慮すると、

[0049] [数2]

$$I(t) = \int I_s \cos \left[\left(k(t) + \sigma \right) z_s + \varphi_{z_s} \right] dz$$

[0050] と記載できる。位相ノイズの影響は、サンプル深さが増大するほど、つまり、ゼロディレイから離れた領域ほど増大することが見て取れる。よって、位相ノイズによる画像上のノイズは、深さ方向の撮影範囲が広がるほど、目立つようになる。すなわち、画像の毛羽立ちや、深さ方向の分解能の低下として現れる。

[0051] これに対し、本実施例の低減処理では、機械学習アルゴリズムによって訓練された数学モデルを用いて、位相ノイズが低減された OCT データを得る。すなわち、本低減処理では、図 4 に示すように、当該低減処理では数学モデルに対し、OCT データが基画像として入力される (S201)。その結果、入力された OCT データよりも高画質化された OCT データが目的画像として取得される (S202)。

[0052] <機械学習アルゴリズムおよび数学モデル>

数学モデルは、例えば、入力データと、出力データの間係を予測するためのデータ構造を指す。数学モデルは、訓練データセットを用いて訓練されることで構築される。本実施例において、訓練データセットは、入力用訓練データと出力用訓練データのセットである。例えば、訓練によって、各入力と出力の相関データ (例えば、重み) が更新される。本実施形態では、構築された数学モデルを実現させるプログラムおよびデータは、制御ユニット 50 および演算制御器 70 に組み込まれる。

[0053] 機械学習アルゴリズムとしては、例えば、ニューラルネットワーク、ラン

ダムフォレスト、ブースティング、サポートベクターマシン（SVM）等が一般的に知られている。

[0054] 本実施形態では、機械学習アルゴリズムとして多層型のニューラルネットワークが用いられている。ニューラルネットワークは、データを入力するための入力層と、予測したい解析結果のデータを生成するための出力層と、入力層と出力層の間の1つ以上の隠れ層を含む。各層には、複数のノード（ユニットとも言われる）が配置される。詳細には、本実施形態では、多層型ニューラルネットワークの一種である畳み込みニューラルネットワーク（CNN）が用いられている。なお、他の機械学習アルゴリズムが用いられてもよい。例えば、競合する2つのニューラルネットワークを利用する敵対的生成ネットワーク（Generative adversarial networks：GAN）が、機械学習アルゴリズムとして採用されてもよい。

[0055] 本実施例において、数学モデルは、入力画像における光源由来の波長掃引の位相ノイズを少なくとも低減した画像が出力されるように、あらかじめ訓練される。詳細には、図5に示すように、位相ノイズの少ない高画質のOCTデータ402が出力用訓練データとして用いられ、当該高画質のOCTデータに対して位相ノイズを付加した、ノイズ付加データ403が、入力用訓練データとして用いられる。例えば、出力用訓練データとして利用される高画質のOCTデータ402は、深さ方向の撮影範囲のうちゼロディレイ近傍の第1領域において、被検眼の所定部位が配置された状態で撮影されたOCTデータ401から、当該第1領域を切り出すことによって生成されてもよい。第1領域よりもゼロディレイから離間した第2領域の深さ位置に対応する疑似的な位相ノイズを、切り出したOCTデータ401に対して付加することによってノイズ付加データ403が生成されてもよい。

[0056] このようなOCTデータ402および当該OCTデータ403に対するノイズ付加データによる複数のペアに基づいて訓練が行われた数学モデルに対し、所定部位が第2領域において撮影されたOCT画像が入力されることで、光源由来の波長掃引の位相ノイズが低減されたOCT画像を生成できる。

[0057] <疑似的な位相ノイズの取得手法>

ここで、高画質のOCTデータに対して付加される疑似的な位相ノイズは、例えば、以下のように求めることができる。例えば、金ミラーの干渉信号に基づいて導出できる。まず、金ミラーの干渉信号は、以下のように記載できる。

[0058] [数3]

$$I_{Au}(t) = I_{Au} \cos \left[\left(k(t) + \sigma \right) \cdot z_{Au} + \varphi_{z_{Au}} \right]$$

[0059] これをHilbert変換[H]し、瞬時位相をアンラップ[P]して、位相スロープ $\phi_{I_{Au}}(t)$ を取得する。

[0060] [数4]

$$\phi_{I_{Au}}(t) [\text{rad}] = k(t) + \sigma = P \left[H \left[I_{Au} \cos \left[\left(k(t) + \sigma \right) \cdot z_{Au} + \varphi_{z_{Au}} \right] \right] \right]$$

[0061] $k(t)$ は、複数の干渉信号の位相スロープを平均（アンサンブル平均） $\langle \phi_{I_{Au}}(t) \rangle$ すると得られる。また $\langle \sigma \rangle = 0$ である。従って、ノイズは、

[0062] [数5]

$$\sigma = \phi_{I_{Au}}(t) - \langle \phi_{I_{Au}}(t) \rangle$$

[0063] と記載できる。これを用いて、位相ノイズ関数を、 $A \cdot e^{B\sigma t}$ とする。位相ノイズ関数を、被検眼の所定部位が描写された第1領域のOCT解析信号（Hilbert変換されたexp表示）に乗じることで、任意の深さにおける疑似的なリサンプリングエラーが再現されたノイズ付加データが得られる。ただし、位相ノイズ関数に現われる

AとBとは、取得される金ミラー信号の周波数（金ミラーの深さ）の関数であり、適宜調整する必要がある。

[0064] ところで、実際の撮影において、所定部位が描写される深さ位置は、撮影ごとに一定では無い。アライメント誤差や、被検眼の個体差等に応じて、所定部位が描写される深さ位置は撮影ごとに異なり得る。そこで、本実施形態では、訓練データセットの各ノイズ付加データにおいて付加された疑似的な位相ノイズは、互いに異なる深さ位置に対応するものであってもよい。このような訓練データセットで訓練された数学モデルによって、所定部位が描写される深さ位置にかかわらず、光源由来の波長掃引の位相ノイズが良好に抑制されやすくなる。

[0065] また、基画像のOCTデータと対応する深さ方向の撮影範囲は、第1領域と第2領域とを含み広範囲であり得る。そこで、本実施例の低減処理は、撮影されたOCTデータのうち所定部位が描写される一部の深さ領域である部分画像を、基画像として処理するものであってもよい。

[0066] 本実施例では、以上のようにして、波長掃引の位相ノイズが低減される。よって、OCTデータにおいてゼロディレイから離れた位置に所定の組織が配置されざるを得ない場合であっても、良好な画質の断層画像を得ることができる。

[0067] ＜変形例＞

以上、実施形態に基づいて本開示を説明したが、本開示は上記実施形態に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。

[0068] 例えば、上述の通り、所定部位が描写される深さ位置は、撮影ごとに異なり得る。これに対し、図7に示すように、所定部位が描写される深さ位置毎に、数学モデルが用意されていてもよい。図7では、深さ位置 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 にそれぞれ対応する3つの数学モデルが用意されている。ある深さ位置と対応する数学モデルは、出力用訓練画像として上述の高画質のOCTデータ402を利用して訓練されると共に、入力用訓練画像として高画質のOCTデータ402に対して当該深さ位置での位相ノイズが付加されたノイズ付加デー

タ403を利用して訓練される。複数の（図7では3つの）数学モデルのうち、基画像において所定部位が描写される深さ位置と対応するいずれか1つに基画像を入力することによって、位相ノイズが低減されたOCTデータを取得してもよい。

[0069] また、例えば、図8に示すようにすれば、基画像において所定部位が描写される深さ位置に関わらず、単一の数学モデルによって、位相ノイズが低減されたOCTデータを取得できる。すなわち、位相ノイズの程度を画像毎に一定にする前処理を、基画像に対して行った後に、単一の数学モデルに基画像を入力することによって、位相ノイズが低減されたOCTデータを取得してもよい。この場合、数学モデルは、高画質なOCTデータに対して所定の深さ位置に対応する位相ノイズ成分が付加されたOCTデータを入力用訓練画像として利用して訓練される。例えば、図8の例では、出力用訓練画像として上述の高画質のOCTデータ402を利用して訓練されると共に、入力用訓練画像として高画質のOCTデータ402に対して深さ位置 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 のうち最も深い Z_3 の場合に対応する位相ノイズ成分が付加されたOCTデータを利用して訓練される。基画像において所定部位が描写される深さ位置が Z_3 よりも浅い場合（より正確にはゼロディレイに近い場合）、前処理によって、当該深さ位置に応じて位相ノイズ成分が付加される。例えば、基画像において所定部位が描写される深さ位置が Z_1 の場合および Z_2 の場合のそれぞれの場合では、所定部位が描写される深さ位置が Z_3 の場合と同程度となるように、位相ノイズ成分が付加される。付加される位相ノイズ成分は、 $A \cdot e^{B \sigma t}$ と表される前述の位相ノイズ関数を用いて適宜求めることができる。なお、図8に示すように、 A および B は、いずれも深さ Z に依存する関数となる。

[0070] 本開示において、用語「プロセッサ」は、単一または複数のハードウェアとしてのプロセッサであって、プログラムに含まれるプログラムコード（すなわち、プログラムの1または複数の命令）を実行するよう構成されている。換言すれば、「プロセッサ」は、一または複数のプログラムされた処理を実行可能なハードウェア装置である。例えば、「プロセッサ」は、汎用また

は特定用途のプロセッサであって、CPU、マイクロプロセッサ、GPU、およびDFP (data flow processor) 等であり得るが、これらに限定されるものではない。

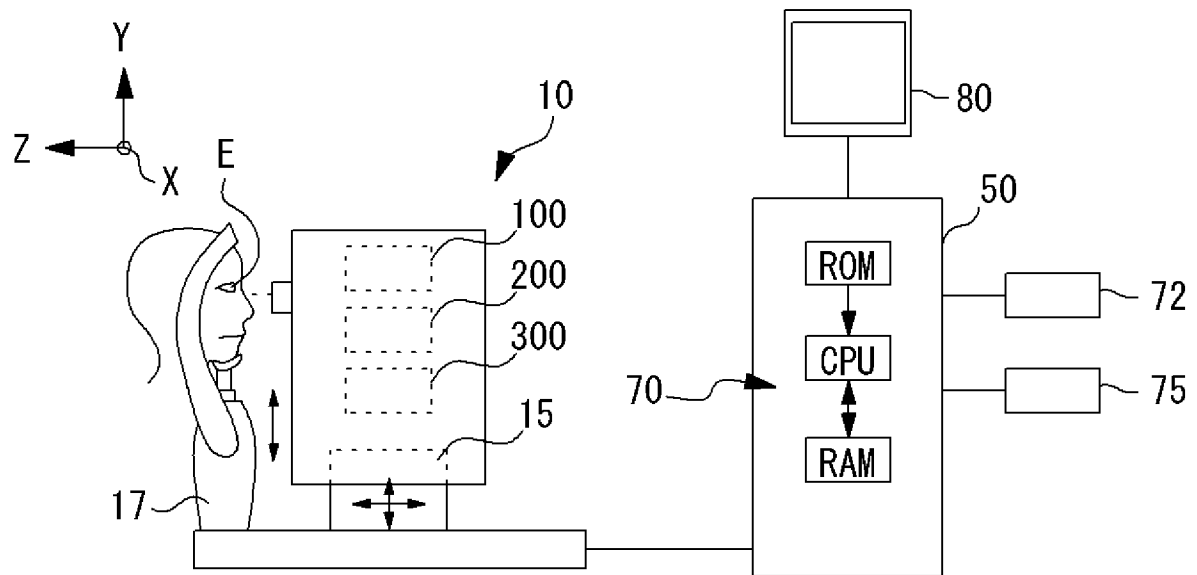
[0071] 本開示において、用語「メモリ」は、非遷移的実体的記録媒体であって、コンピュータプログラムコードおよび/またはデータをプロセッサからアクセス可能に記録するよう構成された一または複数のハードウェアメモリを示す。「メモリ」は、SRAM、SDRAM、不揮発性/フラッシュタイプメモリ、もしくは、他の種類のメモリなどのメモリ技術によって実現され得る。プログラムを構成するコンピュータプログラムコードは、メモリ上に記録され、プロセッサで実行されることで、眼科画像処理装置に各種機能を実現させ得る。

請求の範囲

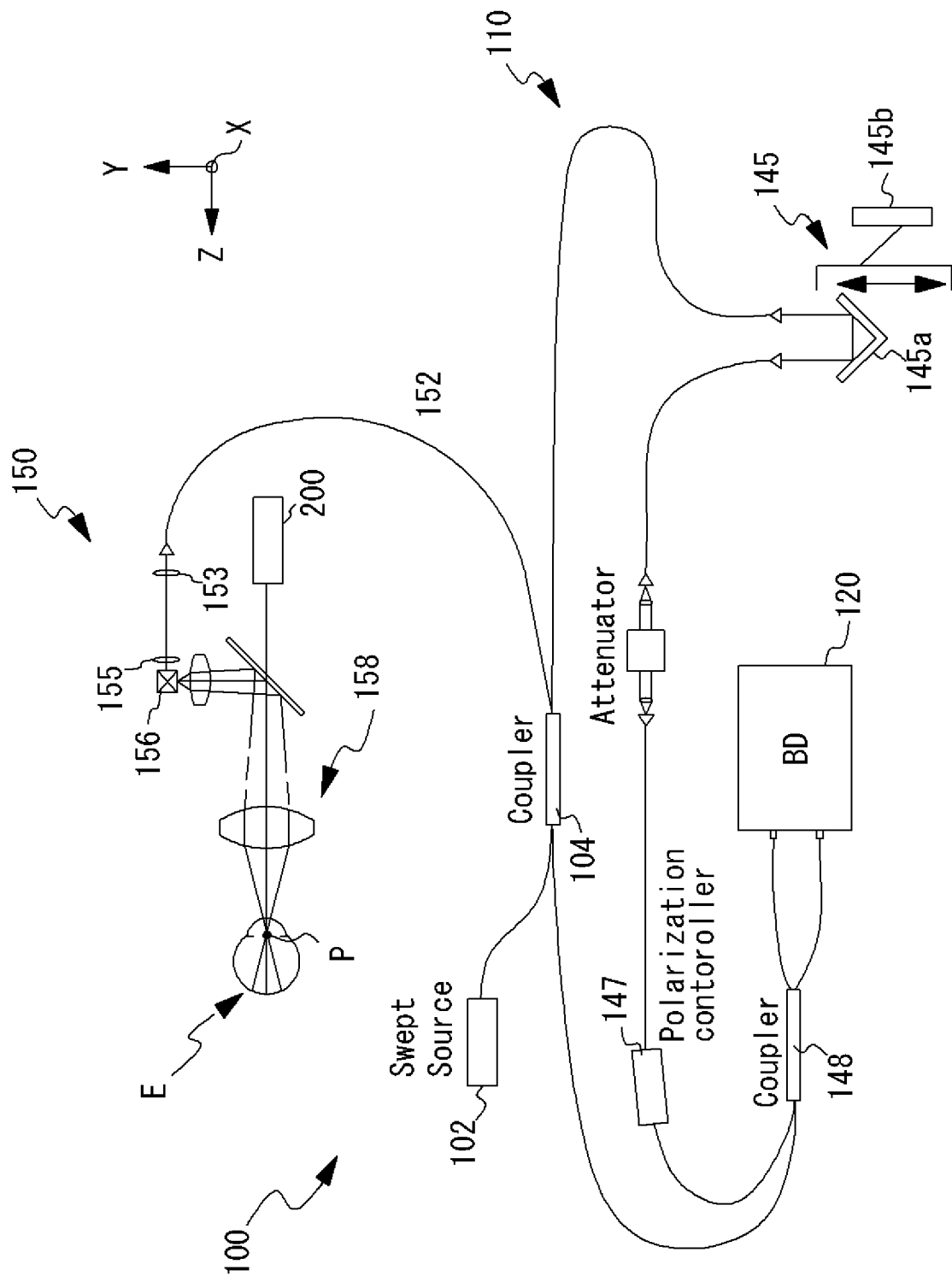
- [請求項1] 被検眼の組織の画像である眼科画像を処理する眼科画像処理装置によって実行される眼科画像処理プログラムであって、
前記眼科画像処理プログラムが前記眼科画像処理装置の制御部によって実行されることで、
OCT光源として波長掃引光源を有するSS-OCT装置によって撮影された断層画像を、基画像として取得する基画像取得ステップと、
機械学習アルゴリズムによって訓練された数学モデルであって入力画像における前記OCT光源由来の波長掃引の位相ノイズを少なくとも低減した画像が出力されるように訓練された数学モデルに、前記基画像を入力することで目的画像を取得する目的画像取得ステップと、
を前記眼科画像処理装置に実行させる、眼科画像処理プログラム。
- [請求項2] 前記数学モデルは、前記断層画像における深さ方向の撮影範囲の第1領域に被検眼の所定部位が配置されて撮影された断層画像のデータを出力用訓練データとすると共に、前記第1領域に被検眼の所定部位が配置されて撮影された断層画像に対して、前記第1領域よりもゼロディレイから離れた第2領域に対応する前記位相ノイズ成分が付加されたノイズ付加画像のデータを入力用訓練データとして訓練されている、請求項1記載の眼科画像処理プログラム。
- [請求項3] 前記数学モデルは、複数のOCT装置によって撮影された断層画像のデータ、および、当該断層画像に対応するノイズ付加画像によって、訓練されている請求項2記載の眼科画像処理プログラム。
- [請求項4] 前記数学モデルは、互いに異なる深さ位置に対応する前記位相ノイズ成分が付加された複数の前記ノイズ付加画像を、入力用訓練データとして訓練されていることを特徴とする請求項2又は3記載の眼科画像処理プログラム。
- [請求項5] 請求項1～4のいずれかに記載の眼科画像処理プログラムを実行す

る眼科画像処理装置。

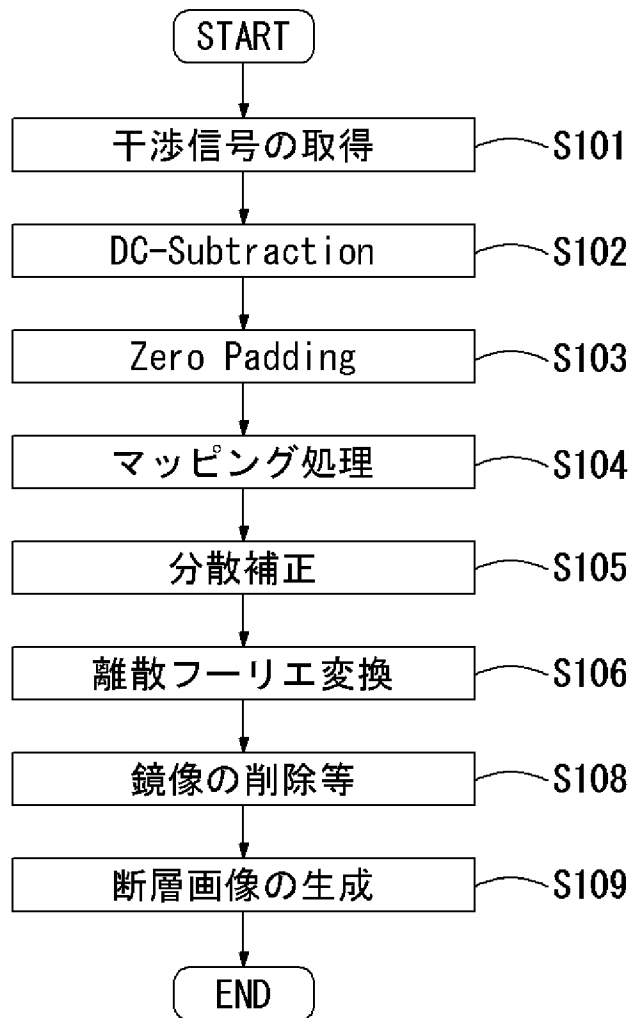
[図1]



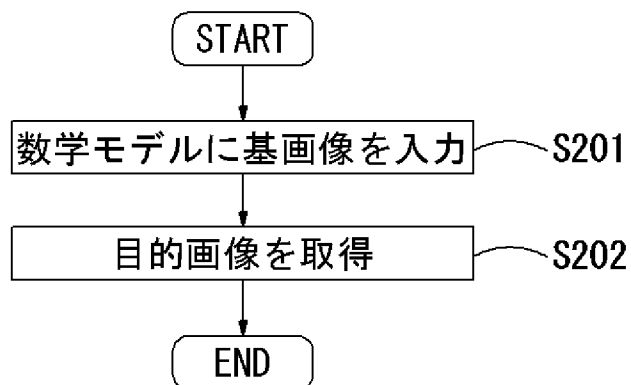
[図2]



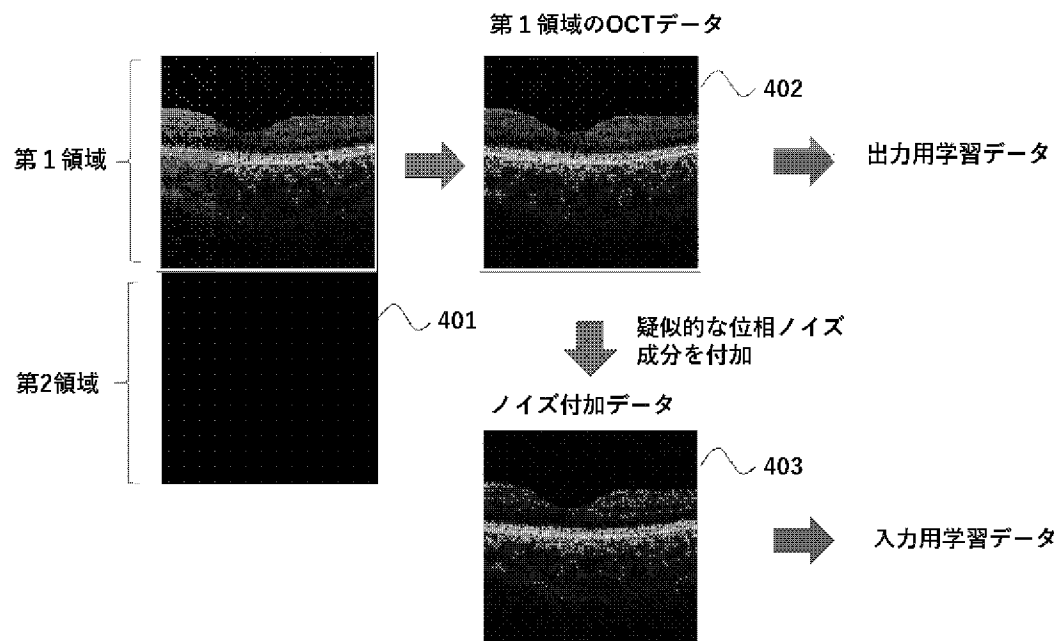
[図3]



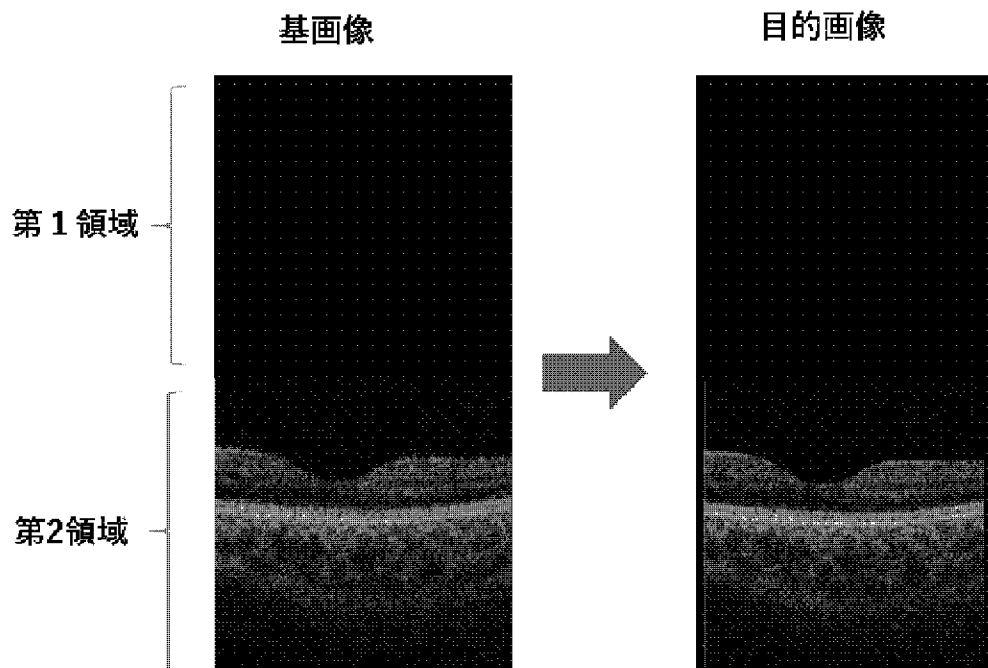
[図4]



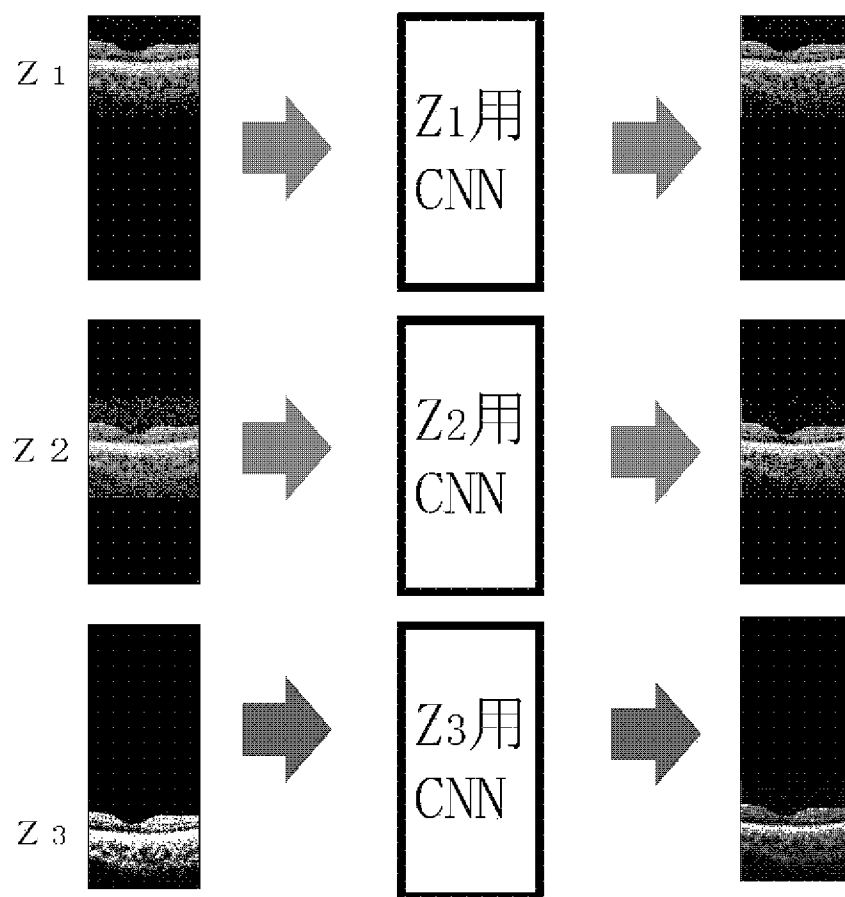
[図5]



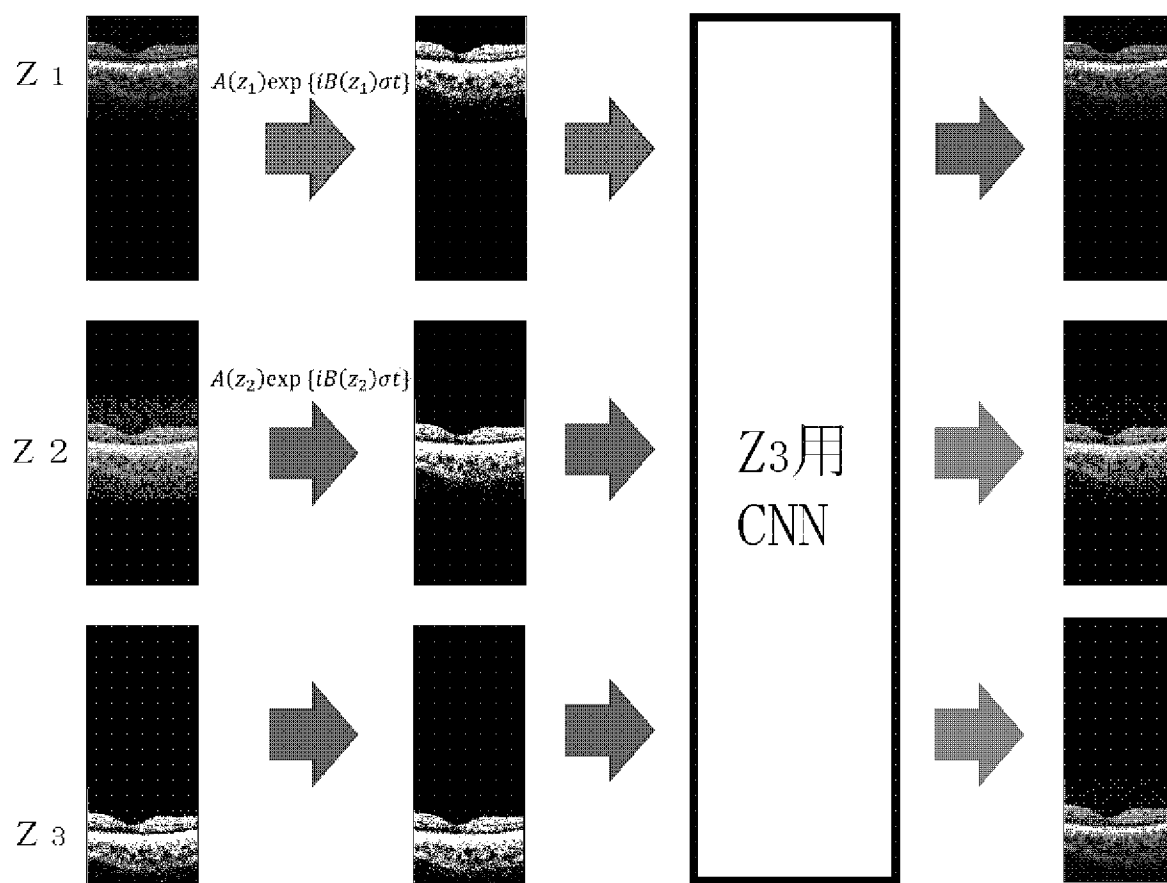
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/016228

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) A61B3/00-3/18 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 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024 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	WO 2020/183799 A1 (CANON KABUSHIKI KAISHA) 17 September 2020 (2020-09-17) paragraphs [0001]-[0585], fig. 1-43	1, 5
A		2-4
A	WO 2018/021561 A1 (NIDEK CO., LTD.) 01 February 2018 (2018-02-01) paragraphs [0001]-[0158], fig. 1-14B	1-5
A	JP 2022-185838 A (NIDEK CO., LTD.) 15 December 2022 (2022-12-15) paragraphs [0001]-[0098], fig. 1-10	1-5
A	WO 2022/234828 A1 (UNIVERSITY OF TSUKUBA) 10 November 2022 (2022-11-10) paragraphs [0001]-[0180], fig. 1-13E	1-5
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“D” document cited by the applicant in the international application</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 27 May 2024		Date of mailing of the international search report 11 June 2024
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/JP2024/016228

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2020/183799	A1	17 September 2020	US	2021/0390696	A1	
				paragraphs [0001]-[0652], fig. 1-43			
				CN	113557714	A	
				KR	10-2021-0018461	A	
				JP	2020-166813	A	
WO	2018/021561	A1	01 February 2018	EP	3491996	A1	
				paragraphs [0001]-[0152], fig. 1-14B			
				JP	2018-15440	A	
JP	2022-185838	A	15 December 2022	US	2022/0386864	A1	
				paragraphs [0001]-[0114], fig. 1-10			
WO	2022/234828	A1	10 November 2022	(Family: none)			

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））
A61B3/00-3/18

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 1971-2024年
日本国実用新案登録公報 1996-2024年
日本国登録実用新案公報 1994-2024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 2020/183799 A1（キヤノン株式会社）17.09.2020（2020-09-17） [0001]-[0585], 図1-43	1, 5
A		2-4
A	WO 2018/021561 A1（株式会社ニデック）01.02.2018（2018-02-01） [0001]-[0158], 図1-14B	1-5
A	JP 2022-185838 A（株式会社ニデック）15.12.2022（2022-12-15） [0001]-[0098], 図1-10	1-5
A	WO 2022/234828 A1（国立大学法人筑波大学）10.11.2022（2022-11-10） [0001]-[180], 図1-13E	1-5

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの

“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献

“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

27.05.2024

国際調査報告の発送日

11.06.2024

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

様式 PCT/ISA/210（第2ページ）（2022年7月）

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/JP2024/016228

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2020/183799	A1	17.09.2020	US	2021/0390696	A1	
				[0001]-[0652], 図1-43			
				CN	113557714	A	
				KR	10-2021-0018461	A	
				JP	2020-166813	A	

WO	2018/021561	A1	01.02.2018	EP	3491996	A1	
				[0001]-[0152], 図1-14B			
				JP	2018-15440	A	

JP	2022-185838	A	15.12.2022	US	2022/0386864	A1	
				[0001]-[0114], 図1-10			

WO	2022/234828	A1	10.11.2022	(ファミリーなし)			
