

(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
2020年9月17日(17.09.2020)



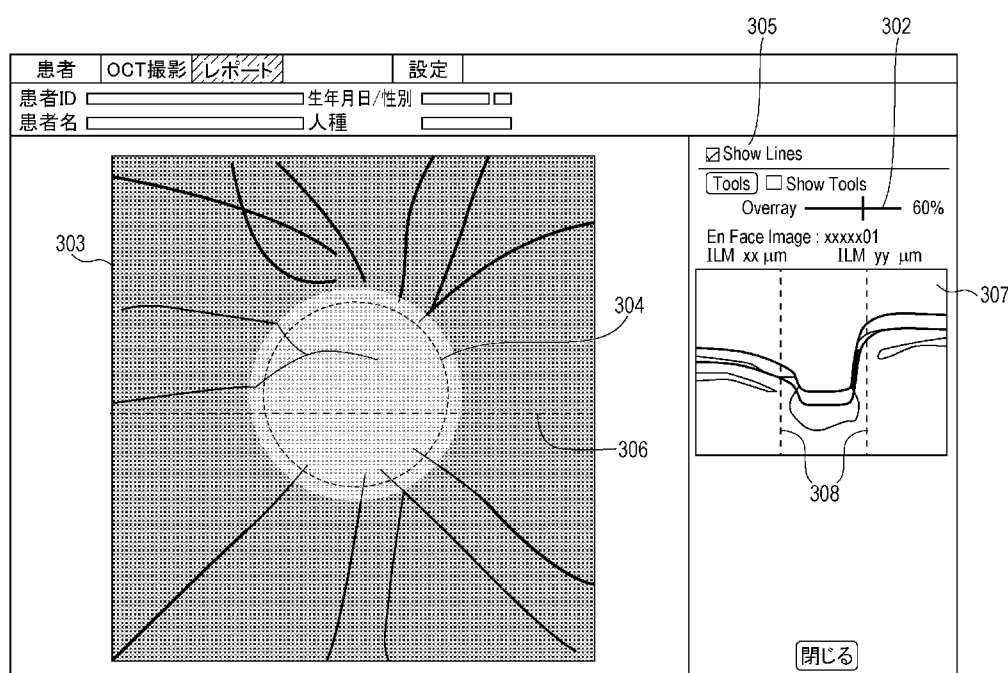
(10) 国際公開番号

WO 2020/183791 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/JP2019/044244
- (22) 国際出願日: 2019年11月12日(12.11.2019)
- (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 2019-044263 2019年3月11日(11.03.2019) JP
特願 2019-044265 2019年3月11日(11.03.2019) JP
特願 2019-068895 2019年3月29日(29.03.2019) JP
特願 2019-183351 2019年10月3日(03.10.2019) JP
- (71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山添 学 (YAMAZOE Manabu); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 岩瀬 好彦 (IWASE Yoshihiko); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). ▲高▼橋 理宇眞 (TAKAHASHI Riuma); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 内田 弘樹 (UCHIDA Hiroki); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP). 富田 律也 (TOMITA Ritsuya);

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

(54) 発明の名称: 画像処理装置および画像処理方法



(57) Abstract: This image processing device comprises: a display control means causing a display means to display a blended image obtained by using an OCT image and an OCTA image acquired by optical coherence tomography, each from a corresponding region of a body under examination and performing blending thereof through transmittance, which is modifiable according to instructions from an operator; a setting means for setting a region-of-interest to the displayed blended image; and execution means for executing processing on the region-of-interest set in at least one image of the

〒1468501 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番
2 号キャノン株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 阿 部 琢 磨, 外 (ABE Takuma et al.);
〒1468501 東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番
2 号キャノン株式会社内 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

OCT image and the OCTA image.

(57) 要約: 画像処理装置は、光干渉断層計によって取得した被検体における互いに対応する領域の OCT 画像及び OCTA 画像を用いて、操作者の指示に応じて変更可能な透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を、表示手段に表示させる表示制御手段と、表示されたブレンド画像に関心領域を設定する設定手段と、OCT 画像と OCTA 画像とのうち少なくとも一つの画像における該設定された関心領域に対して処理を実行する実行手段と、を備える。

明 細 書

発明の名称：画像処理装置および画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、光干渉断層計（OCT；Optical Coherence Tomography）によって取得した被検体の断層画像に対して処理を行う画像処理装置および画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] OCTなどの医用断層画像撮影装置は網膜層内部の状態を三次元的に観察することが可能であり、例えばAMDのような眼科網膜疾患の診断をより有用である。近年、臨床現場で用いられているOCTには、例えば、高速に画像を取得する方法として、広帯域光源を用い、分光器でインターフェログラムを取得するSD-OCT（Spectral domain OCT）、と光源として高速波長掃引光源を用いることで、単一チャネル光検出器でスペクトル干渉を計測する手法によるSS-OCT（Swept Source OCT）の2方式に大別されるが、最近は両方式のOCTにおいて、造影剤を用いない血管を造影するOCT血管造影法（OCT Angiography：OCTA）が注目されてきた。OCTAは、OCTにより取得したOCT画像からモーションコントラストデータを生成する。ここで、モーションコントラストデータとは、測定対象の同一断面をOCTで繰り返し撮影し、その撮影間における測定対象の時間的な変化を検出したデータであり、例えば、複素OCT信号の位相やベクトル、強度の時間的な変化を差、比率、又は相関等から計算される。

[0003] またOCTA画像の表示に際しては、取得された三次元OCT画像から算出された三次元モーションコントラストデータを二次元平面に投影することにより二次元化したOCTA正面画像として表示されることが通例となりつつあるが、この際、投影するモーションコントラストデータの深さ方向の範囲を指定することで二次元正面画像を生成する技術が特許文献1に開示され

ている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開 2 0 1 7 - 6 1 7 9 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、OCTデータまたはモーションコントラストデータの解析処理等については、種々の面で改善の余地があり得る。例えば、OCTデータまたはモーションコントラストデータの解析処理等の対象となる関心領域を設定する際に、各々の正面画像だけでは適切な設定が難しい場合があった。

[0006] 本発明の目的の一つは、上記課題に鑑みてなされたものであり、解析処理等の対象となる関心領域を好適に設定可能に構成することである。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明に係る画像処理装置の一つは、

光干渉断層計によって取得した被検体における互いに対応する領域のOCT画像及びOCTA画像を用いて、操作者の指示に応じて変更可能な透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を、表示手段に表示させる表示制御手段と、前記表示されたブレンド画像に関心領域を設定する設定手段と、前記OCT画像と前記OCTA画像とのうち少なくとも一つの画像における前記設定された関心領域に対して解析または処理を実行する実行手段と、を備える。

発明の効果

[0008] 本発明の一つによれば、解析処理等の対象となる関心領域を好適に設定可能に構成することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]第1の実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

[図2]第1の実施形態に係る断層画像撮影装置を説明する図である。

[図3A]視神経乳頭の正面画像を表示する表示画面と、透過処理で得たブレン
ド画像を表示する表示画面を説明する図である。

[図3B]視神経乳頭の正面画像を表示する表示画面と、透過処理で得たブレン
ド画像を表示する表示画面を説明する図である。

[図4]第1の実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

[図5]第1の実施形態に係る解析処理を示すフローチャートである。

[図6]第4の実施形態に係る高画質化処理に関するニューラルネットワークの
構成の一例を示す。

[図7]第4の実施形態に係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8]第4の実施形態に係る画像処理の流れの別例を示すフローチャートであ
る。

[図9A]変形例6に係る機械学習エンジンとして用いられるニューラルネット
ワークの構成の一例を示す。

[図9B]変形例6に係る機械学習エンジンとして用いられるニューラルネット
ワークの構成の一例を示す。

[図10A]変形例6に係る機械学習エンジンとして用いられるニューラルネット
ワークの構成の一例を示す。

[図10B]変形例6に係る機械学習エンジンとして用いられるニューラルネット
ワークの構成の一例を示す。

[図11]第5の実施形態に係るユーザーインターフェースの一例を示す。

[図12A]高画質化処理に関する教師画像の一例を示す。

[図12B]高画質化処理に関する教師画像の一例を示す。

[図13A]高画質化処理に関する入力画像の一例を示す。

[図13B]高画質化処理に関する入力画像の一例を示す。

[図14A]第5の実施形態に係るユーザーインターフェースの一例を示す。

[図14B]第5の実施形態に係るユーザーインターフェースの一例を示す。

[図15]第4の実施形態に係る高画質化処理に関するニューラルネットワークの構成の一例を示す。

発明を実施するための形態

[0010] [第1の実施形態]

本実施形態に係る画像処理装置は、OCT Aデータの解析に対してOCTデータの正面画像を参照しながら、解析位置や解析領域を設定しながら解析処理を行う場合について説明する。以下、図面を参照しながら、本発明の第1の実施形態に係る画像処理装置を備える画像処理システムについて説明する。

[0011] (画像処理装置の構成)

本実施形態の画像処理装置101の構成と他機器との接続について図1を用いて説明する。画像処理装置101は断層画像撮影装置100に接続されたパーソナルコンピュータ(PC)であり、各機能ブロックである、画像取得部101-01、撮影制御部101-03、画像処理部101-04、表示制御部101-05の有する各機能は、図示しない演算処理装置CPUが記憶部101-02に記憶されたソフトウェアモジュールを実行することで実現される。もちろん本発明はこのようなPCの構成に限定されず、例えば画像処理部101-04をASIC等の専用のハードウェアで実現してもよいし、表示制御部101-05をCPUとは異なるGPU等の専用プロセッサを用いて実現してもよい。さらに断層画像撮影装置100と画像処理装置101との接続はネットワークを介した構成であってもよいし、外部記憶部102もネットワークワーク上に置き、データを複数の画像処理装置で共有できるように構成してもよい。

[0012] 画像取得部101-01は被検体を断層画像撮影装置100により撮影したSLO眼底像や断層画像の信号データを取得し画像を生成する機能ブロックであり、断層画像生成部101-11及びモーションコントラストデータ生成部101-12を有する。断層画像生成部101-11は断層画像撮影装置100により撮影された断層画像の信号データ(干渉信号)を取得して

信号処理により断層画像を生成し、生成した断層画像を記憶部 101-02 に格納する。モーションコントラストデータ生成部 101-12 は、断層画像生成部 101-11 が生成した同一部位（被検体における互いに対応する領域）の複数の断層画像に基づいて、モーションコントラストデータを生成する。

[0013] まず断層画像生成部 101-11 は画像取得部 101-01 が取得した干渉信号に対して波数変換及び高速フーリエ変換（FFT; Fast Fourier Transform）、絶対値変換（振幅の取得）を行うことで 1 クラスタ分の断層画像を生成する。

[0014] 次に位置合わせ部 101-41 は同一クラスタに属する断層画像同士を位置合わせし、重ねあわせ処理を行う。画像特徴取得部 101-44 が該重ね合わせ断層画像から層境界データを取得する。本実施形態では層境界の取得法として可変形状モデルを用いるが、任意の公知の層境界取得手法を用いてもよい。なお層境界の取得処理は必須ではなく、例えばモーションコントラスト画像の生成を三次元のみで行い、深度方向に投影した二次元のモーションコントラスト画像を生成しない場合には層境界の取得処理は省略できる。モーションコントラストデータ生成部 101-12 が同一クラスタ内の隣接する断層画像間でモーションコントラストを算出する。本実施形態では、モーションコントラストとして脱相関値 $M \times y$ を以下の式（1）に基づき求める。

[0015] [数1]

$$M_{xy} = 1 - 2 \times \frac{A_{xy} \times B_{xy}}{A_{xy}^2 + B_{xy}^2} \quad \dots\dots\dots (式 1)$$

[0016] ここで、 $A \times y$ は断層画像データ A の位置（ x , y ）における（FFT 処理後の複素数データの）振幅、 $B \times y$ は断層データ B の同一位置（ x , y ）における振幅を示している。 $0 \leq M \times y \leq 1$ であり、両振幅値の差異が大きいほど 1 に近い値をとる。式（1）のような脱相関演算処理を（同一クラス

タに属する) 任意の隣接する断層画像間で行い、得られた(1 クラスタあたりの断層画像数-1) 個のモーションコントラスト値の平均を画素値として持つ画像を最終的なモーションコントラスト画像として生成する。

[0017] なお、ここではFFT処理後の複素数データの振幅に基づいてモーションコントラストを計算したが、モーションコントラストの計算法は上記に限定されない。例えば複素数データの位相情報に基づいてモーションコントラストを計算してもよいし、振幅と位相の両方の情報に基づいてモーションコントラストを計算してもよい。あるいは、複素数データの実部や虚部に基づいてモーションコントラストを計算してもよい。

[0018] また、本実施形態ではモーションコントラストとして脱相関値を計算したが、モーションコントラストの計算法はこれに限定されない。例えば二つの値の差分に基づいてモーションコントラストを計算してもよいし、二つの値の比に基づいてモーションコントラストを計算してもよい。

[0019] さらに、上記では取得された複数の脱相関値の平均値を求めることで最終的なモーションコントラスト画像を得ているが、本発明はこれに限定されない。例えば取得された複数の脱相関値の中央値、あるいは最大値を画素値として持つ画像を最終的なモーションコントラスト画像として生成してもよい。

[0020] 撮影制御部101-03は、断層画像撮影装置100に対する撮影制御を行う機能ブロックであり、断層画像撮影装置100に対して撮影パラメータの設定に関して指示することや、撮影の開始もしくは終了に関して指示することも含まれる。画像処理部101-04は、位置合わせ部101-41、合成部101-42、補正部101-43、画像特徴取得部101-44、投影部101-45、解析部101-46を有する機能ブロックである。合成部101-42は、例えば、合成法指定部101-421、同一モダリティ画像合成部101-422、異なる種類のモダリティ画像合成部101-423を有する。合成部101-42は、複数の二次元画像からひとつの画像を合成する。具体的には、合成法指定部101-421は合成対象画像の

種類（断層画像／モーションコントラスト画像／断層画像及びモーションコントラスト画像）と、合成処理法（重ね合わせ／貼り合わせ／並置表示）を指定する。同一モダリティ画像合成部101-422は、断層画像間、もしくはモーションコントラスト画像間の合成処理を行う。複数モダリティ画像合成部101-423は、断層画像－モーションコントラスト画像間の合成処理を行う。ここで、合成部101-42は、モーションコントラストデータを高画質化する高画質化手段の一例である。なお、本実施形態においても、高画質化手段による処理として、合成部101-42による処理の他に、例えば、後述する第4の実施形態における機械学習による高画質化処理を適用することが可能である。また、補正部101-43は、モーションコントラスト画像内に生じるプロジェクションアーティファクトを抑制する処理を行う。ここで、プロジェクションアーティファクトは、網膜表層血管内のモーションコントラストが深層側（網膜深層や網膜外層・脈絡膜）に映り込み、実際には血管の存在しない深層側の領域に高い脱相関値が生じる現象を指す。例えば、補正部は、合成されたモーションコントラストデータにおけるプロジェクションアーティファクトを低減する処理を行う。すなわち、補正部101-43は、合成されたモーションコントラストデータに対してプロジェクションアーティファクトを低減する処理を行う処理手段の一例に相当する。また、投影部101-45は、画像特徴取得部101-44が取得した境界位置に基づく深度範囲で断層画像もしくはモーションコントラスト画像を投影し、輝度正面画像（輝度断層画像）もしくはモーションコントラスト正面画像を生成する。このとき、任意の深度範囲で投影してよいが、本実施形態においては、網膜表層及び網膜外層の深度範囲で2種類の正面合成モーションコントラスト画像を生成する。また、投影法としては、最大値投影（MIP; Maximum Intensity Projection）・平均値投影（AIP; Average Intensity Projection）のいずれかを選択することができる。ここで、モーションコントラスト正面画像を生成するための投影範囲は、不図示の選択リスト等に表

示された既定の深度範囲セットから操作者が選択することにより変更することができる。また、投影範囲の指定に用いる層境界の種類とオフセット位置をユーザーインターフェースから変更したり、断層画像上に重畳された層境界データを入力部103から操作して移動させたりすることで、投影範囲を変更することができる。なお、表示部104に表示されるモーションコントラスト画像は、モーションコントラスト正面画像に限定されるものではなく、三次元的にレンダリングした三次元モーションコントラスト画像を表示してもよい。さらに、上述した投影法やプロジェクションアーティファクト抑制処理の有無を、例えばコンテキストメニューのようなユーザーインターフェースから選択することにより変更してもよい。例えば、プロジェクションアーティファクト抑制処理後のモーションコントラスト画像を三次元画像として表示部104に表示してもよい。また、解析部101-46は、強調部101-461、抽出部101-462、計測部101-463、比較部101-464を有する機能ブロックである。ここで、抽出部101-462は、断層画像から網膜や脈絡膜の層境界、篩状板の前面や後面の境界、中心窩や視神経乳頭中心の位置を取得する。また、抽出部101-462は、モーションコントラスト正面画像から血管領域を抽出する。計測部101-463は、抽出された該血管領域や該血管領域を細線化することで取得した血管中心線データを用いて血管密度等の計測値を算出する。

[0021] 画像処理装置101は、インターフェースを介して断層画像撮影装置100、外部記憶部102、入力部103、表示部104と接続されることにより構成されている。画像処理装置101は、ステージ部100-2の制御、アラインメント動作の制御を行う。外部記憶部102は、断層撮像用のプログラム、被検眼の情報（患者の氏名、年齢、性別など）と、撮影した画像（断層画像及びSLO画像・OCTA画像）や合成画像、撮影パラメータ、過去検査の画像データや計測データ、操作者が設定したパラメータなどを関連付けて保持している。

[0022] 入力部103はコンピュータへの指示を行うための、例えば、マウス、キ

ーボード、タッチ操作画面などであり、操作者は、入力部１０３を介して、画像処理装置１０１や断層画像撮影装置１００へ指示を行う。表示部１０４は、例えばモニタであり、タッチＵＩがあってもよい。

[0023] (断層画像撮影装置の構成)

断層画像撮影装置１００は、眼部の断層画像を撮影する装置である。本実施形態の断層画像撮影装置１００における測定光学系及び分光器の構成について図２を用いて説明する。

[0024] 本実施形態においては、断層画像撮影装置１００としてＳＤ－ＯＣＴを用いるものとする。これに限らず、例えばＳＳ－ＯＣＴを用いて構成してもよい。

[0025] 測定光学系１００－１は前眼部像、被検眼のＳＬＯ眼底像、断層画像を取得するための光学系である。ステージ部１００－２は、測定光学系１００－１を前後左右に移動可能にする。ベース部１００－３は、後述の分光器を内蔵している。

[0026] まず、測定光学系１００－１の内部について説明する。被検眼２００に対向して対物レンズ２０１が設置され、その光軸上に第１ダイクロイックミラー２０２及び第２ダイクロイックミラー２０３が配置されている。これらのダイクロイックミラーによってＯＣＴ光学系の光路２５０、ＳＬＯ光学系と固視灯用の光路２５１、及び前眼観察用の光路２５２とに波長帯域ごとに分岐される。ＳＬＯ光学系と固視灯用の光路２５１は、ＳＬＯ走査手段２０４、レンズ２０５及び２０６、ミラー２０７、第３ダイクロイックミラー２０８、ＡＰＤ（Ａｖａｌａｎｃｈｅ Ｐｈｏｔｏｄｉｏｄｅ）２０９、ＳＬＯ光源２１０、固視灯２１１を有している。ミラー２０７は、穴あきミラーや中空のミラーが蒸着されたプリズムであり、ＳＬＯ光源２１０による照明光と、被検眼からの戻り光とを分離する。第３ダイクロイックミラー２０８はＳＬＯ光源２１０の光路と固視灯２１１の光路とに波長帯域ごとに分離する。ＳＬＯ走査手段２０４は、ＳＬＯ光源２１０から発せられた光を被検眼２００上で走査するものであり、Ｘ方向に走査するＸスキャナ、Ｙ方向に走査

するYスキャナから構成されている。本実施形態では、Xスキャナは高速走査を行う必要があるためポリゴンミラーで、Yスキャナはガルバノミラーによって構成されている。レンズ205はSLO光学系及び固視灯211の焦点合わせのため、不図示のモータによって駆動される。SLO光源210は780nm付近の波長の光を発生する。APD209は、被検眼からの戻り光を検出する。固視灯211は可視光を発生して被検者の固視を促すものである。SLO光源210から発せられた光は、第3ダイクロイックミラー208で反射され、ミラー207を通過し、レンズ206及び205を通過してSLO走査手段204によって被検眼200上で走査される。被検眼200からの戻り光は、照明光と同じ経路を戻った後、ミラー207によって反射され、APD209へと導かれ、SLO眼底像が得られる。固視灯211から発せられた光は、第3ダイクロイックミラー208、ミラー207を透過し、レンズ206及び205を通り、SLO走査手段204によって被検眼200上の任意の位置に所定の形状を作り、被検者の固視を促す。前眼観察用の光路252には、レンズ212及び213、スプリットプリズム214、赤外光を検知する前眼部観察用のCCD215が配置されている。このCCD215は、不図示の前眼部観察用照射光の波長、具体的には970nm付近に感度を持つものである。スプリットプリズム214は、被検眼200の瞳孔と共役な位置に配置されており、被検眼200に対する測定光学系100-1のZ軸方向（光軸方向）の距離を、前眼部のスプリット像として検出できる。OCT光学系の光路250は前述の通りOCT光学系を構成しており、被検眼200の断層画像を撮影するためのものである。より具体的には、断層画像を形成するための干渉信号を得るものである。XYスキャナ216は光を被検眼200上で走査するためのものであり、図2では1枚のミラーとして図示されているが、実際はXY2軸方向の走査を行うガルバノミラーである。レンズ217及び218のうち、レンズ217については光カプラー219に接続されているファイバー224から出射するOCT光源220からの光を、被検眼200に焦点合わせするために不図示のモータによ

って駆動される。この焦点合わせによって、被検眼 200 からの戻り光は同時にファイバー 224 の先端に、スポット状に結像されて入射されることとなる。次に、OCT 光源 220 からの光路と参照光学系、分光器の構成について説明する。220 は OCT 光源、221 は参照ミラー、222 は分散補償硝子、223 はレンズ、219 は光カプラー、224 から 227 は光カプラーに接続されて一体化しているシングルモードの光ファイバー、230 は分光器である。これらの構成によってマイケルソン干渉計を構成している。OCT 光源 220 から出射された光は、光ファイバー 225 を通じ、光カプラー 219 を介して光ファイバー 224 側の測定光と、光ファイバー 226 側の参照光とに分割される。測定光は前述の OCT 光学系光路を通じ、観察対象である被検眼 200 に照射され、被検眼 200 による反射や散乱により同じ光路を通じて光カプラー 219 に到達する。一方、参照光は光ファイバー 226、レンズ 223、測定光と参照光の波長分散を合わせるために挿入された分散補償ガラス 222 を介して参照ミラー 221 に到達し反射される。そして同じ光路を戻り、光カプラー 219 に到達する。光カプラー 219 によって、測定光と参照光は合波され干渉光となる。ここで、測定光の光路長と参照光の光路長がほぼ同一となったときに干渉を生じる。参照ミラー 221 は、不図示のモータおよび駆動機構によって光軸方向に調整可能に保持され、測定光の光路長に参照光の光路長を合わせることが可能である。干渉光は光ファイバー 227 を介して分光器 230 に導かれる。また、偏光調整部 228、229 は、各々光ファイバー 224、226 中に設けられ、偏光調整を行う。これらの偏光調整部は光ファイバーをループ状に引きまわした部分を幾つか持っている。このループ状の部分をファイバーの長手方向を中心として回転させることでファイバーに捩じりを加え、測定光と参照光の偏光状態を各々調整して合わせることができる。分光器 230 はレンズ 232、234、回折格子 233、ラインセンサ 231 から構成される。

[0027] 光ファイバー 227 から出射された干渉光はレンズ 234 を介して平行光となった後、回折格子 233 で分光され、レンズ 232 によってラインセン

サ 2 3 1 に結像される。次に、OCT 光源 2 2 0 の周辺について説明する。OCT 光源 2 2 0 は、代表的な低コヒーレント光源である SLD (Super Luminescent Diode) である。中心波長は 855 nm、波長バンド幅は約 100 nm である。ここで、バンド幅は、得られる断層画像の光軸方向の分解能に影響するため、重要なパラメータである。光源の種類は、ここでは SLD を選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE (Amplified Spontaneous Emission) 等を用いることができる。中心波長は眼を測定することを鑑みると近赤外光が適する。また、中心波長は得られる断層画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましい。双方の理由から中心波長は 855 nm とした。本実施形態では干渉計としてマイケルソン干渉計を用いたが、マッハツェンダー干渉計を用いてもよい。測定光と参照光との光量差に応じて、光量差が大きい場合にはマッハツェンダー干渉計を、光量差が比較的小さい場合にはマイケルソン干渉計を用いることが望ましい。

[0028] (OCT A データの解析処理)

以下、具体的に OCT モーションコントラストデータを対象とする解析処理について説明するが、実施形態の説明の中で使用する用語について簡単に定義しておく。まず、三次元ボリュームデータの情報を OCT データまたは OCT A データと表記する。次に、ボリュームデータから取り出せる二次元情報を OCT 画像または OCT A 画像とし、特に、指定した深さ方向の範囲でボリュームデータを投影して作成した画像を OCT 正面画像または OCT A 正面画像と表記する。また、深さ方向のデータを含む二次元情報を断層画像と表記する。

[0029] 図 3 A は視神経乳頭 (ONH ; Optic Nerve Head) の OCT A 正面画像 3 0 1 を示している。スライドバー 3 0 2 は初期値として透過率 0 % を示しており、これは後述する OCT 正面画像の透過率である。ここで、スライドバー 3 0 2 の透過率は前回設定された透過率を記憶してもよいし、別の OCT A 正面画像に切り替えるときに初期値 0 % に戻してもよ

い。

[0030] ONHの血管機能は緑内障の進行状況と密接な関係があることが知られており、その血管機能不全を定量的に解析することは臨床的な価値が大きいと言われている。ところが、神経管開口部（NCO；Neural Canal Opening）の境界を、OCTA正面画像上で設定することはやや難しい。OCT正面画像であればNCOの視認性があがるため解析領域を設定しやすくなる。緑内障においては、ONH循環障害の役割を評価するためには、微小循環に関しても信頼できる情報が得られることが重要となる。

[0031] 図3Bは一例として、操作者がスライダー302を60%に設定した場合を示している。OCTA正面画像と、それとは異なる第2のOCT正面画像から、設定された透過率に基づいて生成された画像303が表示される。すなわち、光干渉断層計によって取得した被検体の同一箇所OCT画像及びOCT画像を用いて、変更可能な透過率に基づいてブレンド処理されたブレンド画像が生成される。そして、設定された解析領域304に対する解析処理が実行される。具体的には、図1および図4を参照しながら本実施形態の画像処理装置101の画像処理システムについて説明する。まず、操作者が対象画像として指定した深さ方向の範囲のOCTA正面画像を指定すると、記憶部101-02に記憶されているOCTA正面画像および第2の医用画像となるOCT正面画像が取得される。OCTA正面画像とOCT正面画像と深さ方向の範囲は必ずしも一致する必要はない。操作者がそれぞれ異なる深さ方向の範囲を指定することも可能である。透過率設定部402において、操作者がスライダー302で設定した位置に基づいて透過率を設定し、第2の医用画像（ここではOCT正面画像）の透過係数 α （ $0 \leq \alpha \leq 1$ ）を決定する。ここで、透過処理は一般的なアルファブレンド処理を用いて、画素ごとに2枚の画像の加重平均を行う。例えば、ブレンド処理は、OCT画像とOCTA画像との互いに対応する位置の画素値を加重平均処理することにより実行される。

[0032] （透過画像）＝（第1の医用画像）×（ $1 - \alpha$ ）＋（第2の医用画像）×

$\alpha \cdots$ (式2)

ブレンド処理部403は、上記の(式2)に基づくブレンド画像(以下、透過画像と表記)を生成し、表示制御部101-05は、生成されたブレンド画像を表示部104に表示させる。操作者は、表示部104に表示された透過画像を確認しながら、所望の透過画像となるまで透過率を変更してもよい。また、操作者は視認性を確認しながら、画像の深さ方向の範囲を変更してもよい。

[0033] 次に、ROI設定部404は、透過画像上で解析を行う関心領域(ROI; Region of Interest)を設定する。ROI情報は中心位置と大きさのようなパラメータとして設定されてもよいし、一般的な形状(例えば、円、楕円、矩形など)で設定されてもよい。また、ROI情報は自由領域として複数の制御点によるスプライン曲線などを用いた領域として設定されてもよい。ROI情報は透過画像上に重畳表示すればよい。さらに、設定されてROIが所望の領域であるかを確認するために、ROI情報を重畳表示した状態で、操作者が透過率を変更して透過画像を更新することもできる。このように、OCT正面画像の透過率を適宜変更することによって微小循環の状態またはNCO境界の視認性を調整することができる。

[0034] 最後に、画像における関心領域に対して処理を実行する実行手段の一例である解析部101-46は、種々の画像解析を実行する。解析の種別は、操作者が指定してもよいし、あらかじめ設定された解析でもよい。抽出部101-462が解析の種別に応じた画像の特徴量を抽出し、計測部101-463が種々の計測を行う。解析結果は表示部104に表示される。例えば、操作者は設定したROI情報に基づいた血管抽出処理を指示する。抽出部101-462は、OCTA正面画像を用いて、血管領域と非血管領域との判別処理による血管抽出を実行する。判別処理としては、一例として、閾値処理を用いて所定の閾値を満たす画素を血管領域として抽出すればよい。閾値は、あらかじめ設定された固定値でもよいし、被検者が任意に設定してもよい。また、閾値はOCTA正面画像に応じて所定のアルゴリズム(例えばヒ

ストグラム解析)に基づいて適応的に設定されてもよい。血管抽出処理は血管／非血管の２値情報として表してもよいし、血管らしさの尺度(例えば、閾値からの距離)で連続値としてよい。血管領域に関しては、特定の色情報を付加してもよいし、連続値とする場合には、所定のグラデーションで色情報を付加してもよい。血管情報を示す色やグラデーションは赤系統に限らず操作者が自由に選択できるようにしてもよい。

[0035] また、OCTAデータに基づいて血管の深度に応じて色を付加してもよい。このように血管に色をつけることで、操作者がROIを設定する際の画像がより分かりやすいものとなる。もちろん、OCTAデータから血管抽出を行ってもよい。三次元情報として血管を抽出すれば、血管の位置や太さなどから色情報を付加することも可能となる。

[0036] 表示制御部101-05は、抽出部101-462により抽出された血管情報に基づいて血管計測を行って、表示部104に表示させる。血管計測は、例えば、血管密度や血管面積などを用いればよい。血管領域の密度としては、例えば、ROIの領域全体における血管領域の比率を算出することによって、単位面積当たりの血管の面積が求められる。血管計測においては、これに限定されるわけではなく、血管総量、血管蛇行性等であってもよい。

[0037] さらに、ROIを複数の領域に分割して、それぞれの領域ごとの計測値の差分や比率を算出してもよい。こうすることで、例えば、血管の対称性などを評価することができる。血管密度は、所定の面積ごとの密度を色データに対応づけることでカラーマップ画像として解析結果として表示してもよい。カラーマップ画像とOCTA正面画像を所定の透過率(例えば50%)でブレンド表示してもよい。また、OCTA正面画像とOCT正面画像のブレンド画像とカラーマップ画像をブレンド表示してもよい。カラーマップ画像に対する透過率は固定でもよいし、操作者が指定できるようにしてもよい。

[0038] なお、被検者のフォローアップとして、定期的な検査を行い、それぞれの解析結果を時系列的に並べる経過観察の表示画面を表示してもよい。その場合、比較部101-464において、解析結果の比較が行われ、さらに、強

調部 101-461 において変化したところを強調して表示してもよい。

[0039] (視神経乳頭の解析処理手順)

次に、図5を参照して本実施形態の画像処理装置101の処理手順を示す。S501において、視神経乳頭(ONH)のOCTA正面画像に対するOCT正面画像の透過率 α がGUIの設定値に基づいて変更される。ここで α は0から1の実数とする。ただし、GUI上はパーセント表記などでもよい。S502において、変更された透過率に基づいて、2枚の画像の透過処理が行われ、透過画像が画面上に表示される。S503において、操作者が透過画像を確認しながら、ROI設定が行いやすい透過率を決定する。続いて、S504において、解析位置または解析領域であるROIが設定される。S505において、設定されたROI情報に基づいた血管抽出処理が指示される。最後に、S506において、視神経乳頭(ONH)の血管計測が行われ、その結果が画面上に表示される。

[0040] 以上、視神経乳頭(ONH)の解析を例に説明を行ったが、被検眼の黄斑部の解析や中心窩無血管領域の検出などでもよい。例えば、黄斑部の深い層での新生血管を解析するとき、OCTA正面画像に対応する層ではなく表層のOCT正面画像に対して透過処理をすることで黄斑部のROI設定が容易になる。つまり、OCTA正面画像とOCT正面画像の層は必ずしも一致している必要はなく、それぞれ異なる層の画像間で透過処理してもよい。

[0041] (中心窩無血管領域の解析)

以下で、中心窩無血管領域(FAZ; Foveal Avascular Zone)の検出に関して説明する。FAZは無血管領域で輝度が低いいため、例えば、FAZ解析領域の中心点を基準として、周辺部での輝度の連結性を判定することによってFAZを抽出する。抽出方法は既知の手法のいずれかで行えばよく、例えば、領域拡張法による抽出や、Snakeのような動的輪郭モデルによる抽出などがある。なお、上記解析処理は、血管に限定されるものではなく、脈管解析領域としての脈管解析(例えば、リンパ管)にも適用できる。さらに、本実施形態においては、OCTA正面画像を例と

して説明したが、モーションコントラストデータの次数を限定するものではない。例えば、OCTAデータとOCTデータから加重平均した三次元情報を生成し、三次元のROIを設定してもよい。もちろん、モーションコントラストデータとしては、1次元モーションコントラストデータ、二次元モーションコントラストデータであってもよい。

[0042] さらに、断層画像に対してROIの設定を行うことも可能である。図3Aのチェックボタン305をオンにすると、OCTA正面画像上にライン306を表示する。操作者は、このラインをマウスでドラックしながらライン306の位置を上下に移動できる。その操作に連動して、断層画像307が対応する断層画像に更新される。設定されたROI304とライン306の交点を、断層画像307上に垂直方向のライン308として表示してもよい。操作者は、ライン308をマウスでドラッグしながら左右に移動することで、断層画像で確認しながらROIを調整してもよい。ライン308での調整に従って、ROI304の形状が滑らかにつながるように変更する。また、断層画像でのROI調整がROI304の形状として破綻しない範囲にライン308の可動域を抑制してもよい。

[0043] また、図示は行わないが、断層画像307においてもOCTA断層画像とOCT断層画像をブレンド表示してもよい。この場合、スライダー302を共通に利用してもよいし、個別にスライダーを追加してもよい。特に、健常眼ではないデータにおいては、OCT断層画像の透過率を高くすることで、OCTA断層画像上に抽出されている血管が適切であるかの確認がある程度まで可能な場合がある。すなわち、OCTAデータとOCTデータそれぞれの断層画像間で透過処理を行いながら、より詳細なROIが設定されてもよい。

[0044] また、透過処理に用いる第2の医用画像としては、SLOや眼底カメラの画像であってもよい。あるいは、別の層のOCTA正面画像であってもよい。この場合は、透過処理を行う画像間で、位置的なレジストレーションが行われていることが望ましい。

[0045] さらに、透過処理に用いる画像としては2枚に限定されるわけではない。場合によっては、第3の医用画像を重みづけ加算で加えることも考えられる。例えば、第1の透過率により第1の医用画像及び第2の医用画像をブレンド処理して得た第1のブレンド画像と第3の医用画像とが第2の透過率によりブレンド処理されることにより、第2のブレンド画像が取得されるように構成されてもよい。

[0046] [第2の実施形態]

本実施形態に係る画像処理装置は、OCTデータに対してOCTA正面画像を参照しながら、解析位置や解析領域を設定しながら解析処理を行う場合について説明する。

[0047] OCTデータからは、視神経繊維層の厚みや視神経乳頭の凹み具合、眼球形状の曲率などが解析できる。このように層厚情報や眼球の曲率情報から種々の疾患の状態を知ることができる。また、層厚情報や曲率情報は、厚みや曲率を色のグラデーションとして表したカラーマップ化して画像として表示してもよいし、ROIを複数の領域に分割してそれぞれの平均値を表示してもよい。

[0048] あるいは、篩状板の状態を解析することも緑内障などの診断に有益であると考えられている。具体的には、OCTデータの断層画像に適切なセグメンテーション処理を施すことで、篩状板の厚みを計測することもできる。

[0049] 被検眼によっては、より厳密な血管情報と比較しながらROIを設定することで有効な解析を行うことができる場合がある。例えば、強度近視の場合には、眼球の形状にひずみを持っているので、OCT正面画像に、指定された透過率でOCTA正面画像を透過処理することで、血管情報を同時に確認しながらROIの設定が可能となる。その設定されたROIに基づいて、層厚や曲率などが解析可能となる。

[0050] あるいは、OCT正面画像または解析結果の画像にOCTA正面画像を透過処理すれば、ROIの設定以外でも、複合的な判断を行う場合にも本発明は利用可能である。

[0051] 具体的には、層厚のカラーマップ画像に対して、OCTA正面画像を透過処理することで、操作者は、例えば層厚の低い領域での血管の状態を視認することができる。曲率などのカラーマップ画像でも同様である。あるいは、篩状板の解析結果を確認するときに、指定した透過率で血管情報を加えることで、篩状板の厚みと篩状板に入る血流の状態を同時に確認できる。

[0052] モーションコントラストデータの場合、血管の漏れや血流量の少ない場所は血管の視認は比較的困難である。そのため、より厳密に血流情報を透過処理したい場合には、第2の医用画像としてフルオレセインやインドシアニンググリーンなどによる蛍光眼底造影検査による画像を用いてもよい。

[0053] 以上、本実施形態ではOCTデータの解析について説明を行ったが、解析方法に関しては、これに限定されないことは言うまでもない。また、透過処理を行う第1の医用画像は、OCT正面画像に限定されるものではなく、解析結果を可視化した画像であってもよい。第1の実施形態と同様に、断層画像を利用してもよい。さらに、透過処理を行う第2の医用画像もOCTA正面画像に限定されるものでなく、第1の医用画像と異なる種類の画像であればよい。このとき、第1の医用画像と第2の医用画像とは、被検体における互いに対応する領域の画像であればよい。

[0054] [第3の実施形態]

本実施形態に係る画像処理装置は、上述した様々な実施形態における透過処理について、画素ごとに適応的に透過率を変更する場合について説明する。例えば、OCTA正面画像とOCT正面画像を透過処理する場合に、重要となるのは血管の情報である。

[0055] そこで、透過処理を行う際に、画素ごとに血管領域か非血管領域か分類を属性としてあらかじめ与えることで、透過処理の方法を切り替える。血管領域の抽出については、第1の実施形態で説明した通りである。最も単純には、血管領域の画素には、透過処理を行わない属性を与え、非血管領域の画素には透過処理を行う属性を与える。血管属性を決定するための閾値は、画面上で操作者が指定できるようにしてもよい。変更された閾値によって属性情

報が変更され、変更された属性に基づいて透過処理が更新される。なお、属性決定のための閾値は、複数指定できてもよく、例えば、指定された閾値間の範囲で血管か非血管を分離して属性が与えられてもよい。

[0056] こうすることで、血管情報は透過処理を行わず、非血管領域の画素にのみ、第2の医用画像を透過処理することが可能となる。あるいは、血管領域の属性をもつ画素に対しては、透過処理の透過率を抑制する形で透過処理を行ってもよい。例えば、操作者が第2の医用画像の透過率を α とした場合には、非血管領域は α で透過処理を行い、血管領域は $\alpha/2$ などに抑制して透過処理を行うなどが考えられる。この抑制方法は、あらかじめ決めた所定の比でもよいし、透過率 α に基づく関数を用意しても構わない。

[0057] また、血管領域か非血管領域を、血管らしさの尺度に関して連続値として別に保持してもよい。この場合には、例えば、操作者が指定する最大の透過率に対する血管属性の最大透過率をあらかじめ設定し、操作者が指定した透過率に対して、血管らしさの数値に基づいて透過率を決定してもよい。透過処理方法は、これに限定されるものではなく画素ごとの属性情報に基づいたものであれば、種々の変形は可能である。

[0058] さらに、複数の属性を保持してもよい。OCTA正面画像の場合、OCTAデータの深さ方向に対して、少なくとも2つの範囲、例えば、浅い部分と深い部分に分けて血管の属性を管理する。操作者は、GUI上の指示で、瞬時にどちらの属性を利用するかを切り替えられるようにしてもよい。

[0059] なお、上記説明では、血管領域と非血管領域に基づいて画素に属性を与えることを示したが、これに限定されず、様々な属性を適用可能である。例えば、第2の医用画像で特定の信号値（例えば、0）となる画素については透過処理を行わない属性を与えてもよい。あるいは、属性をあらかじめ設定した部分領域に対して与えてもよい。例えば、出血が認められる領域をGUI上でマニュアル指定することで、出血領域と非出血領域に基づく属性を各画素に与えてもよい。

[0060] さらに、OCTAデータには血管の深さ情報が得られるので、血管の深度

情報に基づいて属性値を設定してもよい。モーションコントラスト正面画像になったときに血管が重なっている場合には、最大値または最小値を用いる、あるいは平均値を用いるなどあらかじめ決めておけばよい。また、OCTデータには、層厚情報があるため層厚に基づいた属性を設定してもよい。

[0061] なお、属性情報としては、第1の医用画像と第2の医用画像それぞれに付与してもよいし、いずれか一方だけに付与してもよい。また透過処理に関しては、上述した方法に限定されるものではなく、少なくとも一方に設定された属性情報に基づく処理として、当業者であれば種々の変形が可能である。

[0062] 以上、上記のそれぞれの実施形態においては、眼部の医用画像処理を例に説明をしたが、光干渉断層計によって取得される医用画像データ（例えば、皮膚組織のモーションコントラストデータ）に対しても適用可能である。

[0063] [第4の実施形態]

以下、図6、図7及び図8を参照して、第4の実施形態による医用画像処理装置について説明する。本実施形態に係る画像処理装置101は、モーションコントラストデータを高画質化する高画質化手段として、例えば、上述した合成部101-42の代わりに、機械学習による高画質化処理を適用するための高画質化部（不図示）を備える。このとき、画像処理装置101（あるいは画像処理部101-04）における高画質化部には高画質化エンジンが備えられている。本実施形態に係る高画質化エンジンの備える高画質化手法では、機械学習アルゴリズムを用いた処理を行う。

[0064] 本実施形態では、機械学習アルゴリズムに係る機械学習モデルのトレーニングに、処理対象として想定される特定の撮影条件を持つ低画質画像である入力データと、入力データに対応する高画質画像である出力データのペア群で構成された教師データを用いる。なお、特定の撮影条件には、具体的には、予め決定された撮影部位、撮影方式、撮影画角、及び画像サイズ等が含まれる。

[0065] ここで、機械学習モデルとは、任意の機械学習アルゴリズムに対して、事前に適切な教師データ（学習データ）を用いてトレーニング（学習）を行っ

たモデルである。教師データは、一つ以上の、入力データと出力データ（正解データ）とのペア群で構成される。なお、教師データを構成するペア群の入力データと出力データの形式や組み合わせは、一方が画像で他方が数値であったり、一方が複数の画像群で構成され他方が文字列であったり、双方が画像であったりする等、所望の構成に適したものであってよい。

[0066] 具体的には、例えば、OCTによって取得された画像と、該画像に対応する撮影部位ラベルとのペア群によって構成された教師データ（以下、第1の教師データ）が挙げられる。なお、撮影部位ラベルは部位を表すユニークな数値や文字列である。また、その他の教師データの例として、OCTの通常撮影によって取得されたノイズの多い低画質画像と、OCTにより複数回撮影して高画質化処理した高画質画像とのペア群によって構成されている教師データ（以下、第2の教師データ）等が挙げられる。

[0067] このとき、機械学習モデルに入力データを入力すると、該機械学習モデルの設計に従った出力データが出力される。機械学習モデルは、例えば、教師データを用いてトレーニングされた傾向に従って、入力データに対応する可能性の高い出力データを出力する。また、機械学習モデルは、例えば、教師データを用いてトレーニングされた傾向に従って、出力データの種類のそれぞれについて、入力データに対応する可能性を数値として出力する等を行うことができる。具体的には、例えば、第1の教師データでトレーニングされた機械学習モデルにOCTによって取得された画像を入力すると、機械学習モデルは、該画像に撮影されている撮影部位の撮影部位ラベルを出力したり、撮影部位ラベル毎の確率を出力したりする。また、例えば、第2の教師データでトレーニングされた機械学習モデルにOCTの通常撮影によって取得されたノイズの多い低画質画像を入力すると、機械学習モデルは、OCTにより複数回撮影して高画質化処理された画像相当の高画質画像を出力する。なお、機械学習モデルについては、品質保持の観点から、自身が出力した出力データを教師データとして用いないように構成することができる。

[0068] また、機械学習アルゴリズムは、畳み込みニューラルネットワーク（CN

N)等のディープラーニングに関する手法を含む。ディープラーニングに関する手法においては、ニューラルネットワークを構成する層群やノード群に対するパラメータの設定が異なると、教師データを用いてトレーニングされた傾向を出力データに再現可能な程度が異なる場合がある。例えば、第1の教師データを用いたディープラーニングの機械学習モデルにおいては、より適切なパラメータが設定されていると、正しい撮影部位ラベルを出力する確率がより高くなる場合がある。また、例えば、第2の教師データを用いたディープラーニングの機械学習モデルにおいては、より適切なパラメータが設定されていると、より高画質な画像を出力できる場合がある。

[0069] 具体的には、CNNにおけるパラメータは、例えば、畳み込み層に対して設定される、フィルタのカーネルサイズ、フィルタの数、ストライドの値、及びダイレーションの値、並びに全結合層の出力するノードの数等を含むことができる。なお、パラメータ群やトレーニングのエポック数は、教師データに基づいて、機械学習モデルの利用形態に好ましい値に設定することができる。例えば、教師データに基づいて、正しい撮影部位ラベルをより高い確率で出力したり、より高画質な画像を出力したりできるパラメータ群やエポック数を設定することができる。

[0070] このようなパラメータ群やエポック数の決定方法の一つを例示する。まず、教師データを構成するペア群の7割をトレーニング用とし、残りの3割を評価用としてランダムに設定する。次に、トレーニング用のペア群を用いて機械学習モデルのトレーニングを行い、トレーニングの各エポックの終了時に、評価用のペア群を用いてトレーニング評価値を算出する。トレーニング評価値とは、例えば、各ペアを構成する入力データをトレーニング中の機械学習モデルに入力したときの出力と、入力データに対応する出力データとを損失関数によって評価した値群の平均値である。最後に、最もトレーニング評価値が小さくなったときのパラメータ群及びエポック数を、当該機械学習モデルのパラメータ群やエポック数として決定する。なお、このように、教師データを構成するペア群をトレーニング用と評価用とに分けてエポック数

の決定を行うことによって、機械学習モデルがトレーニング用のペア群に対して過学習してしまうことを防ぐことができる。

[0071] また、高画質化エンジン（高画質化用の学習済モデル）とは、入力された低画質画像を高画質化した高画質画像を出力するモジュールのことである。ここで、本明細書における高画質化とは、入力された画像を画像診断により適した画質の画像に変換することをいい、高画質画像とは、画像診断により適した画質の画像に変換された画像をいう。また、低画質画像とは、例えば、X線撮影、CT、MRI、OCT、PET、若しくはSPECT等により取得された二次元画像や三次元画像、又は連続撮影したCTの三次元動画画像等の特に高画質になるような設定をされずに撮影されたものである。具体的には、低画質画像は、例えば、X線撮影装置やCTによる低線量での撮影や、造影剤を使用しないMRIによる撮影、OCTの短時間撮影等によって取得される画像、及び少ない撮影回数で取得されたOCTA画像等を含む。

[0072] また、画像診断に適した画質の内容は、各種の画像診断で何を診断したいのかということに依存する。そのため一概には言えないが、例えば、画像診断に適した画質は、ノイズが少なかったり、高コントラストであったり、撮影対象を観察しやすい色や階調で示していたり、画像サイズが大きかったり、高解像度であったりする画質を含む。また、画像生成の過程で描画されてしまった実際には存在しないオブジェクトやグラデーションが画像から除去されているような画質を含むことができる。

[0073] また、ノイズが少なかったり、高コントラストであったりする高画質画像を、OCTA等の画像の血管解析処理や、CTやOCT等の画像の領域セグメンテーション処理等の画像解析に利用すると、低画質画像を利用するよりも精度よく解析が行えることが多い。そのため、高画質化エンジンによって出力された高画質画像は、画像診断だけでなく、画像解析にも有用である場合がある。

[0074] 本実施形態における高画質化手法を構成する画像処理手法では、ディープラーニング等の各種機械学習アルゴリズムを用いた処理を行う。なお、当該

画像処理手法では、機械学習アルゴリズムを用いた処理に加えて、各種画像フィルタ処理、類似画像に対応する高画質画像のデータベースを用いたマッチング処理、及び知識ベース画像処理等の既存の任意の処理を行ってもよい。

[0075] 特に、二次元画像を高画質化するCNNの構成例として、図6に示す構成がある。当該CNNの構成には、複数の畳み込み処理ブロック100群が含まれる。畳み込み処理ブロック100は、畳み込み（Convolution）層101と、バッチ正規化（Batch Normalization）層102と、正規化線形関数（Rectifier Linear Unit）を用いた活性化層103とを含む。また、当該CNNの構成には、合成（Merge）層104と、最後の畳み込み層105が含まれる。合成層104は、畳み込み処理ブロック100の出力値群と画像を構成する画素値群とを連結したり、加算したりして合成する。最後の畳み込み層105は、合成層104で合成された、高画質画像Im120を構成する画素値群を出力する。このような構成では、入力された画像Im110を構成する画素値群が畳み込み処理ブロック100群を経て出力された値群と、入力された画像Im110を構成する画素値群とが、合成層104で合成される。その後、合成された画素値群は最後の畳み込み層105で高画質画像Im120に成形される。

[0076] なお、例えば、畳み込み処理ブロック100の数を16とし、畳み込み層101群のパラメータとして、フィルタのカーネルサイズを幅3画素、高さ3画素、フィルタの数を64とすることで、一定の高画質化の効果を得られる。しかしながら、実際には上記の機械学習モデルの説明において述べた通り、機械学習モデルの利用形態に応じた教師データを用いて、より良いパラメータ群を設定することができる。なお、三次元画像や四次元画像を処理する必要がある場合には、フィルタのカーネルサイズを三次元や四次元に拡張してもよい。

[0077] また、本実施形態に係る高画質化部におけるCNNの構成例の別の例とし

て、図15を用いて説明をする。図15は、高画質化部における機械学習モデル構成の一例を示している。図15で示す構成は、入力値群を加工して出力する処理を担う、複数の層群によって構成される。なお、前記構成に含まれる層の種類としては、図15に示すように、畳み込み（Convolution）層、ダウンサンプリング（Downsampling）層、アップサンプリング（Upsampling）層、合成（Merger）層がある。畳み込み層は、設定されたフィルタのカーネルサイズ、フィルタの数、ストライドの値、ダイレーションの値等のパラメータに従い、入力値群に対して畳み込み処理を行う層である。なお、入力される画像の次元数に応じて、前記フィルタのカーネルサイズの次元数も変更してもよい。ダウンサンプリング層は、入力値群を間引いたり、合成したりすることによって、出力値群の数を入力値群の数よりも少なくする処理である。具体的には、例えば、Max Pooling処理がある。アップサンプリング層は、入力値群を複製したり、入力値群から補間した値を追加したりすることによって、出力値群の数を入力値群の数よりも多くする処理である。具体的には、例えば、線形補間処理がある。合成層は、ある層の出力値群や画像を構成する画素値群といった値群を、複数のソースから入力し、それらを連結したり、加算したりして合成する処理を行う層である。このような構成では、入力された画像1m2410を構成する画素値群が畳み込み処理ブロックを経て出力された値群と、入力された画像1m2410を構成する画素値群が、合成層で合成される。その後、合成された画素値群は最後の畳み込み層で高画質画像1m2420に成形される。なお、図示はしないが、CNNの構成の変更例として、例えば、畳み込み層の後にバッチ正規化（Batch Normalization）層や、正規化線形関数（Rectifier Linear Unit）を用いた活性化層を組み込む等をしてよい。

[0078] ここで、GPUは、データをより多く並列処理することで効率的な演算を行うことができる。このため、ディープラーニングのような学習モデルを用いて複数回に渡り学習を行う場合には、GPUで処理を行うことが有効であ

る。そこで、本実施形態では、学習部（不図示）の一例である画像処理部 101-04 による処理には、CPUに加えてGPUを用いる。具体的には、学習モデルを含む学習プログラムを実行する場合に、CPUとGPUが協働して演算を行うことで学習を行う。なお、学習部の処理は、CPUまたはGPUのみにより演算が行われてもよい。また、高画質化部も、学習部と同様にGPUを用いてもよい。また、学習部は、不図示の誤差検出部と更新部とを備えてもよい。誤差検出部は、入力層に入力される入力データに応じてニューラルネットワークの出力層から出力される出力データと、正解データとの誤差を得る。誤差検出部は、損失関数を用いて、ニューラルネットワークからの出力データと正解データとの誤差を計算するようにしてもよい。また、更新部は、誤差検出部で得られた誤差に基づいて、その誤差が小さくなるように、ニューラルネットワークのノード間の結合重み付け係数等を更新する。この更新部は、例えば、誤差逆伝播法を用いて、結合重み付け係数等を更新する。誤差逆伝播法は、上記の誤差が小さくなるように、各ニューラルネットワークのノード間の結合重み付け係数等を調整する手法である。

[0079] なお、CNNを用いた画像処理等、一部の画像処理手法を利用する場合には画像サイズについて注意する必要がある。具体的には、高画質画像の周辺部が十分に高画質化されない問題等の対策のため、入力する低画質画像と出力する高画質画像とで異なる画像サイズを要する場合があることに留意すべきである。

[0080] 明瞭な説明のため、本実施形態において明記はしないが、高画質化エンジンに入力される画像と出力される画像とで異なる画像サイズを要する高画質化エンジンを採用した場合には、適宜画像サイズを調整しているものとする。具体的には、機械学習モデルをトレーニングするための教師データに用いる画像や、高画質化エンジンに入力される画像といった入力画像に対して、パディングを行ったり、該入力画像の周辺の撮影領域を結合したりして、画像サイズを調整する。なお、パディングを行う領域は、効果的に高画質化できるように高画質化手法の特性に合わせて、一定の画素値で埋めたり、近傍

画素値で埋めたり、ミラーパディングしたりする。

[0081] また、高画質化手法は、一つの画像処理手法だけで実施されることもあるし、二つ以上の画像処理手法を組み合わせで実施されることもある。また、複数の高画質化手法群を並列に実施し、複数の高画質画像群を生成した上で、最も高画質な高画質画像を最終的に高画質画像として選択することもある。なお、最も高画質な高画質画像の選択は、画質評価指数を用いて自動的に行われてもよいし、任意の表示部等に備えられたユーザーインターフェースに複数の高画質画像群を表示して、検者（ユーザー）の指示に応じて行われてもよい。

[0082] なお、高画質化していない入力画像の方が、画像診断に適している場合もあるので、最終的な画像の選択の対象には入力画像を加えてよい。また、高画質化エンジンに対して、低画質画像とともにパラメータを入力してもよい。高画質化エンジンに対して、入力画像とともに、例えば、高画質化を行う程度を指定するパラメータや、画像処理手法に用いられる画像フィルタサイズを指定するパラメータを入力してもよい。

[0083] ここで、本実施形態において、教師データの入力データは、断層画像撮影装置 100 と同じ機種、断層画像撮影装置 100 と同じ設定により取得された低画質画像である。また、教師データの出力データは、断層画像と同じ機種が備える設定や画像処理により取得された高画質画像である。具体的には、出力データは、例えば、複数回撮影することにより取得した画像（元画像）群に対して加算平均等の重ね合わせ処理を行うことにより得られる高画質画像（重ね合わせ画像）である。ここで、高画質画像と低画質画像について OCTA のモーションコントラストデータを例として説明をする。ここで、モーションコントラストデータとは、OCTA 等で用いられる、撮影対象の同一箇所を繰り返し撮影し、その撮影間における撮影対象の時間的な変化を検出したデータである。このとき、算出したモーションコントラストデータ（3次元の医用画像データの一例）のうち、撮影対象の深さ方向における所望の範囲のデータを用いて正面画像を生成することで、OCTA の E n - F

ace 画像（モーションコントラスト正面画像）を生成することができる。

なお、以下では同一箇所における OCT データを繰り返し撮影することを NOR (Number Of Repeat) と呼ぶ。

[0084] 本実施形態において、重ね合わせ処理による高画質画像と低画質画像の生成例として異なる 2 種類の方法について図 12 を用いて説明をする。

[0085] 第一の方法は、高画質画像の例として、撮影対象の同一箇所を繰り返し撮影した OCT データから生成するモーションコントラストデータに関して、図 12 A を用いて説明する。図 12 A において、Im2810 は 3 次元のモーションコントラストデータ、Im2811 は 3 次元のモーションコントラストデータを構成する 2 次元のモーションコントラストデータを示す。そして、Im2811-1 ~ Im2811-3 は、Im2811 を生成するための OCT 断層画像 (B スキャン) を示している。ここで、NOR とは、図 12 A においては、Im2811-1 ~ Im2811-3 における OCT 断層画像の数の事を示し、図の例において NOR は 3 である。Im2811-1 ~ Im2811-3 は所定の時間間隔 (Δt) で撮影される。なお、同一箇所とは被検眼の正面方向 (X-Y) において、1 ラインの事を示し、図 12 A においては、Im2811 の箇所に相当する。なお、正面方向は、深さ方向に対して交差する方向の一例である。モーションコントラストデータは時間的な変化を検出したデータであるため、このデータを生成するためには、少なくとも NOR は 2 回とする必要がある。例えば、NOR が 2 の場合には、1 つのモーションコントラストデータが生成される。NOR が 3 の場合には、隣接する時間間隔 (1 回目と 2 回目、2 回目と 3 回目) の OCT のみでモーションコントラストデータを生成する場合には、2 つのデータが生成される。離れた時間間隔 (1 回目と 3 回目) の OCT データも用いてモーションコントラストデータを生成する場合には、合計 3 つのデータが生成される。すなわち、NOR を 3 回、4 回、... と増やしていくと、同一箇所におけるモーションコントラストのデータ数も増加する。同一箇所を繰り返し撮影して取得した複数のモーションコントラストデータを位置合わせして加算

平均等の重ね合わせ処理をすることで、高画質なモーションコントラストデータを生成することが出来る。そのため、NORを少なくとも3回以上とし、5回以上とするのが望ましい。一方、これに対応する低画質画像の例としては、加算平均等の重ね合わせ処理を行う前のモーションコントラストデータとする。この場合、低画質画像は加算平均等の重ね合わせ処理を行う際の基準画像とするのが望ましい。重ね合わせ処理をする際に、基準画像に対して対象画像の位置や形状を変形して位置合わせを行っておけば、基準画像と重ね合わせ処理後の画像とでは空間的な位置ずれがほとんどない。そのため、容易に低画質画像と高画質画像のペアとすることが出来る。なお、基準画像ではなく位置合わせの画像変形処理を行った対象画像を低画質画像としてもよい。元画像群（基準画像と対象画像）のそれぞれを入力データ、対応する重ね合わせ画像を出力データとすることで、複数のペア群を生成することができる。例えば、15の元画像群から1の重ね合わせ画像を得る場合、元画像群のうちの一つ目の元画像と重ね合わせ画像とのペア、元画像群のうちの一つ目の元画像と重ね合わせ画像とのペアを生成することができる。このように、15の元画像群から1の重ね合わせ画像を得る場合には、元画像群のうちの一つの画像と重ね合わせ画像による15のペア群が生成可能である。なお、主走査（X）方向に同一箇所を繰り返し撮影し、それを副走査（Y）方向にずらしながらスキャンをすることで3次元の高画質データを生成することが出来る。

[0086] また、第二の方法は、撮影対象の同一領域を複数回撮影したモーションコントラストデータを重ね合わせ処理することで高画質画像を生成する処理に関して、図12Bを用いて説明する。なお、同一領域とは被検眼の正面方向（X-Y）において、 $3 \times 3 \text{ mm}$ や $10 \times 10 \text{ mm}$ のような領域の事を示し、断層画像の深さ方向を含めて3次元のモーションコントラストデータを取得することを意味する。同一領域を複数回撮影して重ね合わせ処理を行う際には、1回あたりの撮影を短くするため、NORは2回か3回とすることが望ましい。また、高画質な3次元モーションコントラストデータを生成する

ために、同一領域の3次元データを少なくとも2データ以上取得する。図12Bでは、複数の3次元モーションコントラストデータの例を示している。1m2820~1m2840は、図12Aで説明したのと同様に3次元のモーションコントラストデータである。これら2データ以上の3次元モーションコントラストデータを用いて、正面方向(X-Y)と深度方向(Z)の位置合わせ処理を行い、それぞれのデータにおいてアーティファクトとなるデータを除外した後に、平均化処理を行う。それによりアーティファクトの除外された1つの高画質な3次元モーションコントラストデータを生成することが出来る。3次元モーションコントラストデータから任意の平面を生成することで高画質画像となる。一方、これに対応する低画質画像は加算平均等の重ね合わせ処理を行う際の基準データから生成する任意の平面とするのが望ましい。第一の方法で説明したように、基準画像と加算平均後の画像とでは空間的な位置ずれがほとんどないため、容易に低画質画像と高画質画像のペアとすることが出来る。なお、基準データではなく位置合わせの画像変形処理を行った対象データから生成した任意の平面を低画質画像としてもよい。

[0087] 第一の方法は、撮影自体が1回で終了するため被験者の負担は少ない。しかし、NORの回数を増やすほど1回の撮影時間が長くなってしまう。また、撮影途中に目の混濁や睫毛などのアーティファクトが入った場合には必ずしも良い画像が得られるとは限らない。第二の方法は、複数回撮影を行うため被験者の負担は少し増えてしまう。しかし、1回の撮影時間が短く済むのと、1回の撮影でアーティファクトが入ったとしても、別の撮影でアーティファクトが写らなければ最終的にはアーティファクトの少ないきれいな画像を得ることが出来る。これらの特徴を鑑みて、データを集める際には被験者の状況に合わせて任意の方法を選択する。

[0088] 本実施形態では、モーションコントラストデータを例として説明をしたがこれに限らない。モーションコントラストデータを生成するためにOCTデータを撮影しているため、OCTデータでも上記の方法で同じことが可能で

ある。さらに、本実施形態においてトラッキング処理について説明を省略したが、被検眼の同一箇所や同一領域を撮影するため、被検眼のトラッキングを行いながら撮影を行うことが望ましい。

[0089] 本実施形態において、3次元の高画質データと低画質データのペアが出来るため、ここから任意の2次元画像のペアを生成することが出来る。これに関して、図13を用いて説明をする。例えば、対象画像をOCTAのEn-Face画像とする場合、3次元データから所望の深度範囲でOCTAのEn-Face画像を生成する。所望の深度範囲とは、図12においてZ方向における範囲の事を示す。ここで生成するOCTAのEn-Face画像の例を図13Aに示す。OCTAのEn-Face画像としては、表層(Im2910)、深層(Im2920)、外層(Im2930)、脈絡膜血管網(Im2940)など、異なる深度範囲で生成したOCTAのEn-Face画像を用いて学習を行う。なお、OCTAのEn-Face画像の種類はこれに限らず、基準となる層とオフセットの値を変えて異なる深度範囲を設定したOCTAのEn-Face画像を生成して種類を増やしてもよい。学習を行う際には、異なる深さのOCTAのEn-Face画像毎に別々に学習をしてもよいし、異なる深度範囲の画像を複数組み合わせ（例えば、表層側と深層側で分ける）学習してもよいし、全ての深度範囲のOCTAのEn-Face画像を一緒に学習させるようにしてもよい。OCTデータから生成する輝度のEn-Face画像の場合も、OCTAのEn-Faceと同様に、任意の深度範囲から生成した複数のEn-Face画像を用いて学習を行う。例えば、高画質化エンジンが、被検眼の異なる深度範囲に対応する複数のモーションコントラスト正面画像を含む学習データを用いて得た機械学習エンジンを含む場合を考える。このとき、取得部は、異なる深度範囲を含む長い深度範囲のうち一部の深度範囲に対応するモーションコントラスト正面画像を第1の画像として取得することができる。すなわち、学習データに含まれる複数のモーションコントラスト正面画像に対応する複数の深度範囲とは異なる深度範囲に対応するモーションコントラスト正面画像を

、高画質化時の入力画像とすることができる。もちろん、学習時と同じ深度範囲のモーションコントラスト正面画像を、高画質化時の入力画像としてもよい。また、一部の深度範囲は、検者がユーザーインターフェース上の任意のボタンを押す等に応じて設定されてもよいし、自動的に設定されてもよい。なお、上述した内容は、モーションコントラスト正面画像に限るものではなく、例えば、輝度のE n - F a c e 画像に対しても適用することができる。

[0090] なお、処理対象の画像が断層画像である場合、BスキャンであるOCT断層画像やモーションコントラストデータの断層画像を用いて学習を行う。これに関して、図13Bを用いて説明をする。図13Bにおいて、I m 2 9 5 1 ~ I m 2 9 5 3 はOCTの断層画像である。図13Bにおいて画像が異なるのは、副走査（Y）方向の位置が異なる場所の断層画像を示しているからである。断層画像においては、副走査方向の位置の違いを気にせずに一緒に学習をするようにしてもよい。ただし、撮影部位（例えば、黄斑部中心、視神経乳頭部中心）が異なる場所を撮影した画像の場合には、部位ごとに別々に学習をするようにしてもよいし、撮影部位を気にせずに一緒に学習をするようにしてもよい。なお、OCT断層画像と、モーションコントラストデータの断層画像においては画像特徴量が大きく異なるので別々に学習を行う方がよい。

[0091] 重ね合わせ処理を行った重ね合わせ画像は、元画像群で共通して描出された画素が強調されるため、画像診断に適した高画質画像になる。この場合には、生成される高画質画像は、共通して描出された画素が強調された結果、低輝度領域と高輝度領域との違いがはっきりした高コントラストな画像になる。また、例えば、重ね合わせ画像では、撮影毎に発生するランダムノイズが低減されたり、ある時点の元画像ではうまく描出されなかった領域が他の元画像群によって補間されたりすることができる。

[0092] また、機械学習モデルの入力データを複数の画像で構成する必要がある場合には、元画像群から必要な数の元画像群を選択し、入力データとすること

ができる。例えば、15の元画像群から1の重ね合わせ画像を得る場合において、機械学習モデルの入力データとして2の画像が必要であれば、105 ($15C2 = 105$) のペア群を生成可能である。

[0093] なお、教師データを構成するペア群のうち、高画質化に寄与しないペアは教師データから取り除くことができる。例えば、教師データのペアを構成する出力データである高画質画像が画像診断に適さない画質である場合には、当該教師データを用いて学習した高画質化エンジンが出力する画像も画像診断に適さない画質になってしまう可能性がある。そのため、出力データが画像診断に適さない画質であるペアを教師データから取り除くことで、高画質化エンジンが画像診断に適さない画質の画像を生成する可能性を低減させることができる。

[0094] また、ペアである画像群の平均輝度や輝度分布が大きく異なる場合には、当該教師データを用いて学習した高画質化エンジンが、低画質画像と大きく異なる輝度分布を持つ画像診断に適さない画像を出力する可能性がある。このため、平均輝度や輝度分布が大きく異なる入力データと出力データのペアを教師データから取り除くこともできる。

[0095] さらに、ペアである画像群に描画される撮影対象の構造や位置が大きく異なる場合には、当該教師データを用いて学習した高画質化エンジンが、低画質画像と大きく異なる構造や位置に撮影対象を描画した画像診断に適さない画像を出力する可能性がある。このため、描画される撮影対象の構造や位置が大きく異なる入力データと出力データのペアを教師データから取り除くこともできる。また、高画質化エンジンについて、品質保持の観点から、自身が出力する高画質画像を教師データとして用いないように構成することができる。

[0096] このように機械学習を行った高画質化エンジンを用いることで、画像処理装置101（あるいは画像処理部101-04）における高画質化部は、一回の撮影で取得された医用画像が入力された場合に、重ね合わせ処理によって高コントラスト化やノイズ低減等が行われたような高画質画像を出力する

ことができる。このため、高画質化部は、入力画像である低画質画像に基づいて、画像診断に適した高画質画像を生成することができる。

[0097] 次に、図7のフローチャートを参照して、本実施形態に係る一連の画像処理について説明する。図7は本実施形態に係る一連の画像処理のフローチャートである。まず、本実施形態に係る一連の画像処理が開始されると、処理はステップS510に移行する。

[0098] ステップS510では、画像取得部101-01が、回路やネットワークを介して接続された断層画像撮影装置100から、断層画像撮影装置100が撮影した画像を入力画像として取得する。なお、画像取得部101-01は、断層画像撮影装置100からの要求に応じて、入力画像を取得してもよい。このような要求は、例えば、断層画像撮影装置100が画像を生成した時、断層画像撮影装置100が生成した画像を断層画像撮影装置100が備える記憶装置に保存する前や保存した後、保存された画像を表示部104に表示する時、画像解析処理に高画質画像を利用する時等に発行されてよい。

[0099] なお、画像取得部101-01は、断層画像撮影装置100から画像を生成するためのデータを取得し、画像処理装置101が当該データに基づいて生成した画像を入力画像として取得してもよい。この場合、画像処理装置101が各種画像を生成するための画像生成方法としては、既存の任意の画像生成方法を採用してよい。

[0100] ステップS520では、画像処理装置101における撮影条件取得部（不図示）が、入力画像の撮影条件群を取得する。具体的には、入力画像のデータ形式に応じて、入力画像を構成するデータ構造に保存された撮影条件群を取得する。なお、上述のように、入力画像に撮影条件が保存されていない場合には、撮影条件取得部は、断層画像撮影装置100や不図示の画像管理システムから撮影条件群を含む撮影情報群を取得することができる。

[0101] ステップS530においては、画像処理装置101における高画質化可否判定部（不図示）が、取得された撮影条件群を用いて、画像処理装置101（あるいは画像処理部101-04）における高画質化部に備える高画質化

エンジンによって入力画像を高画質化可能であるか否かを判定する。具体的には、高画質化可否判定部は、入力画像の撮影部位、撮影方式、撮影画角、及び画像サイズが、高画質化エンジンによって対処可能な条件と一致するか否かを判定する。

[0102] 高画質化可否判定部が、すべての撮影条件を判定し、対処可能と判定された場合には、処理はステップS 5 4 0に移行する。一方、高画質化可否判定部が、これら撮影条件に基づいて、高画質化エンジンが入力画像に対処不可能であると判定した場合には、処理はステップS 5 5 0に移行する。

[0103] なお、画像処理装置101の設定や実装形態によっては、撮影部位、撮影方式、撮影画角、及び画像サイズのうちの一部に基づいて入力画像が処理不可能であると判定されたとしても、ステップS 5 4 0における高画質化処理が実施されてもよい。例えば、高画質化エンジンが、被検者のいずれの撮影部位に対しても網羅的に対応可能であると想定され、入力データに未知の撮影部位が含まれていたとしても対処可能であるように実装されている場合等には、このような処理を行ってもよい。また、高画質化可否判定部は、所望の構成に応じて、入力画像の撮影部位、撮影方式、撮影画角、及び画像サイズのうちの少なくとも一つが高画質化エンジンによって対処可能な条件と一致するか否かを判定してもよい。

[0104] ステップS 5 4 0においては、高画質化部が、高画質化エンジンを用いて、入力画像を高画質化し、入力画像よりも画像診断に適した高画質画像を生成する。具体的には、高画質化部は、入力画像を高画質化エンジンに入力し、高画質化された高画質画像を生成させる。高画質化エンジンは、教師データを用いて機械学習を行った機械学習モデルに基づいて、入力画像を用いて重ね合わせ処理を行ったような高画質画像を生成する。このため、高画質化エンジンは、入力画像よりも、ノイズ低減されたり、コントラスト強調されたりした高画質画像を生成することができる。

[0105] なお、画像処理装置101の設定や実装形態によっては、高画質化部が、撮影条件群に応じて、高画質化エンジンに入力画像とともにパラメータを入

力して、高画質化の程度等を調節してもよい。また、高画質化部は、検者の入力に応じたパラメータを高画質化エンジンに入力画像とともに入力して高画質化の程度等を調整してもよい。

[0106] ステップS550では、表示制御部101-05が、ステップS540において高画質画像が生成されていれば、高画質画像を出力して、表示部104に表示させる。一方、ステップS530において高画質化処理が不可能であるとされていた場合には、入力画像を出力し、表示部104に表示させる。なお、表示制御部101-05は、表示部104に出力画像を表示させるのに代えて、断層画像撮影装置100や他の装置に出力画像を表示させたり、記憶させたりしてもよい。また、表示制御部101-05は、画像処理装置101の設定や実装形態によっては、出力画像を断層画像撮影装置100や他の装置が利用可能なように加工したり、画像管理システム等に送信可能なようにデータ形式を変換したりしてもよい。

[0107] 上記のように、本実施形態に係る画像処理装置101は、画像取得部101-01と、高画質化部とを備える。画像取得部101-01は、被検者の所定部位の画像である入力画像（第1の画像）を取得する。高画質化部は、機械学習エンジンを含む高画質化エンジンを用いて、入力画像から、入力画像と比べてノイズ低減及びコントラスト強調のうちの少なくとも一つがなされた高画質画像（第2の画像）を生成する。高画質化エンジンは、重ね合わせ処理により得られた画像を学習データとした機械学習エンジンを含む。

[0108] 当該構成により、本実施形態に係る画像処理装置101は、入力画像から、ノイズが低減されていたり、コントラストが強調されていたりする高画質画像を出力することができる。このため、画像処理装置101は、より明瞭な画像や観察したい部位や病変が強調されている画像等の画像診断に適した画像を、従来と比べて、撮影者や被検者の侵襲性を高めたり、労力を増したりすることなく、より少ない代償で取得することができる。

[0109] また、画像処理装置101は、入力画像に対して、高画質化エンジンを用いて高画質画像を生成できる否かを判定する高画質化可否判定部を更に備え

る。高画質化可否判定部は、入力画像の撮影部位、撮影方式、撮影画角、及び画像サイズの少なくとも一つに基づいて当該判定を行う。

[0110] 当該構成により、本実施形態に係る画像処理装置 101 は、高画質化部が処理できない入力画像を高画質化処理から省くことができ、画像処理装置 101 の処理負荷やエラーの発生を低減させることができる。

[0111] なお、本実施形態においては、表示制御部 101-05 は、生成された高画質画像を表示部 104 に表示させる構成としたが、表示制御部 101-05 の動作はこれに限られない。例えば、表示制御部 101-05 は、高画質画像を断層画像撮影装置 100 や画像処理装置 101 に接続される他の装置に出力することもできる。このため、高画質画像は、これらの装置のユーザーインターフェースに表示されたり、任意の記憶装置に保存されたり、任意の画像解析に利用されたり、画像管理システムに送信されたりすることができる。

[0112] 本実施形態においては、高画質化可否判定部が、高画質化エンジンによって高画質化可能な入力画像であるか否かを判定して、高画質化可能な入力画像であれば高画質化部が高画質化を行った。これに対し、断層画像撮影装置 100 によって、高画質化可能な撮影条件でのみ撮影が行なわれる等の場合には、断層画像撮影装置 100 から取得した画像を無条件に高画質化してもよい。この場合には、図 8 に示すように、ステップ S520 とステップ S530 の処理を省き、ステップ S510 の次にステップ S540 を実施することができる。

[0113] なお、本実施形態においては、表示制御部 101-05 が、表示部 104 に高画質画像を表示させる構成とした。しかしながら、表示制御部 101-05 は、検者からの指示に応じて、高画質画像を表示部 104 に表示させてもよい。例えば、表示制御部 101-05 は、検者が表示部 104 のユーザーインターフェース上の任意のボタンを押すことに応じて、高画質画像を表示部 104 に表示させてもよい。この場合、表示制御部 101-05 は、入力画像と切り替えて高画質画像を表示させてもよいし、入力画像と並べて高

画質画像を表示させてもよい。

- [0114] さらに、表示制御部 101-05 は、表示部 104 に高画質画像を表示させる際に、表示されている画像が機械学習アルゴリズムを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示を高画質画像とともに表示させてもよい。この場合には、ユーザは、当該表示によって、表示された高画質画像が撮影によって取得した画像そのものではないことが容易に識別できるため、誤診断を低減させたり、診断効率を向上させたりすることができる。なお、機械学習アルゴリズムを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示は、入力画像と当該処理により生成された高画質画像とを識別可能な表示であればどのような態様のものでもよい。
- [0115] また、表示制御部 101-05 は、機械学習アルゴリズムを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示について、機械学習アルゴリズムがどのような教師データによって学習を行ったものであるかを示す表示を表示部 104 に表示させてもよい。当該表示としては、教師データの入力データと出力データの種類の説明や、入力データと出力データに含まれる撮影部位等の教師データに関する任意の表示を含んでよい。
- [0116] 本実施形態に係る高画質化エンジンでは、教師データの出力データとして、重ね合わせ画像を用いたが、教師データはこれに限られない。教師データの出力データとして、高画質画像を得る手段である、重ね合わせ処理や、後述する処理群、後述する撮影方法のうち、少なくとも一つを行うことで得られる高画質画像を用いてもよい。
- [0117] 例えば、教師データの出力データとして、元画像群に対して最大事後確率推定処理（MAP 推定処理）を行うことで得られる高画質画像を用いてもよい。MAP 推定処理では、複数の低画質画像における各画素値の確率密度から尤度関数を求め、求めた尤度関数を用いて真の信号値（画素値）を推定する。
- [0118] MAP 推定処理により得られた高画質画像は、真の信号値に近い画素値に基づいて高コントラストな画像となる。また、推定される信号値は、確率密

度に基づいて求められるため、MAP推定処理により得られた高画質画像では、ランダムに発生するノイズが低減される。このため、MAP推定処理により得られた高画質画像を教師データとして用いることで、高画質化エンジンは、入力画像から、ノイズが低減されたり、高コントラストとなったりした、画像診断に適した高画質画像を生成することができる。なお、教師データの入力データと出力データのペアの生成方法は、重ね合わせ画像を教師データとした場合と同様の方法で行われてよい。

[0119] また、教師データの出力データとして、元画像に平滑化フィルタ処理を適用した高画質画像を用いてもよい。この場合には、高画質化エンジンは、入力画像から、ランダムノイズが低減された高画質画像を生成することができる。さらに、教師データの出力データとして、元画像に階調変換処理を適用した画像を用いてもよい。この場合には、高画質化エンジンは、入力画像から、コントラスト強調された高画質画像を生成することができる。なお、教師データの入力データと出力データのペアの生成方法は、重ね合わせ画像を教師データとした場合と同様の方法で行われてよい。

[0120] なお、教師データの入力データは、断層画像撮影装置100と同じ画質傾向を持つ撮影装置から取得された画像でもよい。また、教師データの出力データは、逐次近似法等の高コストな処理によって得られた高画質画像であってもよいし、入力データに対応する被検者を、断層画像撮影装置100よりも高性能な撮影装置で撮影することで取得した高画質画像であってもよい。さらに、出力データは、ルールベースによるノイズ低減処理を行うことによって取得された高画質画像であってもよい。ここで、ノイズ低減処理は、例えば、低輝度領域内に現れた明らかにノイズである1画素のみの高輝度画素を、近傍の低輝度画素値の平均値に置き換える等の処理を含むことができる。このため、高画質化エンジンは、入力画像の撮影に用いられる撮影装置よりも高性能な撮影装置によって撮影された画像、又は入力画像の撮影工程よりも工数の多い撮影工程で取得された画像を学習データとしてもよい。例えば、高画質化エンジンは、モーションコントラスト正面画像を入力画像とす

る場合、入力画像のOCTA撮影に用いられるOCT撮影装置よりも高性能なOCT撮影装置によってOCTA撮影されて得た画像、又は入力画像のOCTA撮影工程よりも工数の多いOCTA撮影工程で取得されて得た画像を学習データとしてもよい。

[0121] なお、本実施形態の説明では省略したが、教師データの出力データとして用いられる、複数の画像から生成された高画質画像は、位置合わせ済みの複数の画像から生成されることができる。当該位置合わせ処理としては、例えば、複数の画像のうちの一つをテンプレートとして選択し、テンプレートの位置と角度を変えながらその他の画像との類似度を求め、テンプレートとの位置ずれ量を求め、位置ずれ量に基づいて各画像を補正してよい。また、その他の既存の任意の位置合わせ処理を行ってもよい。

[0122] なお、三次元画像を位置合わせする場合には、三次元画像を複数の二次元画像に分解し、二次元画像毎に位置合わせしたものを統合することで、三次元画像の位置合わせを行ってもよい。また、二次元画像を一次元画像に分解し、一次元画像毎に位置合わせしたものを統合することで、二次元画像の位置合わせを行ってもよい。なお、画像ではなく、画像を生成するためのデータに対して、これら位置合わせを行ってもよい。

[0123] また、本実施形態では、高画質化可否判定部が高画質化部によって入力画像が対処可能であると判断したら、処理がステップS540に移行して、高画質化部による高画質化処理が開始された。これに対し、表示制御部101-05が高画質化可否判定部による判定結果を表示部104に表示させ、高画質化部が検者からの指示に応じて高画質化処理を開始してもよい。この際、表示制御部101-05は、判定結果とともに、入力画像や入力画像について取得した撮影部位等の撮影条件を表示部104に表示させることができる。この場合には、検者によって判定結果が正しいか否かが判断された上で、高画質化処理が行われるため、誤判定に基づく高画質化処理を低減させることができる。

[0124] また、高画質化可否判定部による判定を行わず、表示制御部101-05

が入力画像や入力画像について取得した撮影部位等の撮影条件を表示部 104 に表示させ、高画質化部が検者からの指示に応じて高画質化処理を開始してもよい。

[0125] [第5の実施形態]

次に、図14を参照して、第5の実施形態に係る画像処理装置について説明する。本実施形態では、画像処理装置101（あるいは画像処理部101-04）における高画質化部での処理結果を表示制御部101-05が表示部104に表示を行う例について説明を行う。なお、本実施形態では、図14を用いて説明を行うが表示画面はこれに限らない。経過観察のように、異なる日時で得た複数の画像を並べて表示する表示画面においても同様に高画質化処理は適用可能である。また、撮影確認画面のように、検者が撮影直後に撮影成否を確認する表示画面においても同様に高画質化処理は適用可能である。

[0126] 特に明記しない限り、本実施形態に係る画像処理装置の構成及び処理は、第1の実施形態等に係る画像処理装置101と同様である。そのため、以下では、本実施形態に係る画像処理装置について、第1の実施形態等に係る画像処理装置との違いを中心として説明する。

[0127] 表示制御部101-05は、高画質化部が生成した複数の高画質画像や高画質化を行っていない低画質画像を表示部104に表示させることができる。これにより、検者の指示に応じて低画質画像、高画質画像をそれぞれ出力することができる。

[0128] 以下、図14を参照して、当該インターフェース3400の一例を示す。3400は画面全体、3401は患者タブ、3402は撮影タブ、3403はレポートタブ、3404は設定タブを表し、3403のレポートタブにおける斜線は、レポート画面のアクティブ状態を表している。本実施形態においては、レポート画面を表示する例について説明をする。Im3405はSLO画像、Im3406は、Im3407に示すOCTAのEn-Face画像をSLO画像Im3405に重畳表示している。ここでSLO画像とは

、不図示のSLO (Scanning Laser Ophthalmoscope : 走査型検眼鏡) 光学系によって取得した眼底の正面画像である。Im3407とIm3408はOCTAのEn-Face画像、Im3409は輝度のEn-Face画像、Im3411とIm3412は断層画像を示している。3413と3414は、それぞれIm3407とIm3408に示したOCTAのEn-Face画像の上下範囲の境界線を断層画像に重畳表示している。ボタン3420は、高画質化処理の実行を指定するためのボタンである。もちろん、後述するように、ボタン3420は、高画質画像の表示を指示するためのボタンであってもよい。

[0129] 本実施形態において、高画質化処理の実行はボタン3420を指定して行うか、データベースに保存（記憶）されている情報に基づいて実行の有無を判断する。初めに、検者からの指示に応じてボタン3420を指定することで高画質画像の表示と低画質画像の表示を切り替える例について説明をする。なお、高画質化処理の対象画像はOCTAのEn-Face画像として説明する。検者がレポートタブ3403を指定してレポート画面に遷移した際には、低画質なOCTAのEn-Face画像Im3407とIm3408を表示する。その後、検者がボタン3420を指定することで、高画質化部は画面に表示している画像Im3407とIm3408に対して高画質化処理を実行する。高画質化処理が完了後、表示制御部101-05は高画質化部が生成した高画質画像をレポート画面に表示する。なお、Im3406は、Im3407をSLO画像Im3405に重畳表示しているものであるため、Im3406も高画質化処理した画像を表示する。そして、ボタン3420の表示をアクティブ状態に変更し、高画質化処理を実行したことが分かるような表示をする。ここで、高画質化部における処理の実行は、検者がボタン3420を指定したタイミングに限る必要はない。レポート画面を開く際に表示するOCTAのEn-Face画像Im3407とIm3408の種類は事前に分かっているため、レポート画面に遷移する際に高画質化処理を実行してもよい。そして、ボタン3420が押下されたタイミングで、表

示制御部 101-05 が高画質画像をレポート画面に表示するようにしてもよい。さらに、検者からの指示に応じて、又はレポート画面に遷移する際に高画質化処理を行う画像の種類は 2 種類である必要はない。表示する可能性の高い画像、例えば、図 13 で示したような表層 (Im2910)、深層 (Im2920)、外層 (Im2930)、脈絡膜血管網 (Im2940) などの複数の OCTA の En-Face 画像に対して処理を行うようにしてもよい。この場合、高画質化処理をして得た画像を一時的にメモリに記憶、あるいはデータベースに記憶しておくようにしてもよい。

[0130] 次に、データベースに保存（記憶）されている情報に基づいて高画質化処理を実行する場合について説明をする。データベースに高画質化処理の実行を行う状態が保存されている場合、レポート画面に遷移した際に、高画質化処理を実行して得た高画質画像をデフォルトで表示する。そして、ボタン 3420 がアクティブ状態としてデフォルトで表示されることで、検者に対しては高画質化処理を実行して得た高画質画像が表示されていることが分かるように構成することができる。検者は、高画質化処理前の低画質画像を表示したい場合には、ボタン 3420 を指定してアクティブ状態を解除することで、低画質画像を表示することが出来る。高画質画像に戻したい場合、検者はボタン 3420 を指定する。データベースへの高画質化処理の実行有無は、データベースに保存されているデータ全体に対して共通、及び撮影データ毎（検査毎）など、階層別に指定するものとする。例えば、データベース全体に対して高画質化処理を実行する状態を保存してある場合において、個別の撮影データ（個別の検査）に対して、検者が高画質化処理を実行しない状態を保存した場合、その撮影データを次回表示する際には高画質化処理を実行しない状態で表示を行う。撮影データ毎（検査毎）に高画質化処理の実行状態を保存するために、不図示のユーザーインターフェース（例えば、保存ボタン）を用いてもよい。また、他の撮影データ（他の検査）や他の患者データに遷移（例えば、検者からの指示に応じてレポート画面以外の表示画面に変更）する際に、表示状態（例えば、ボタン 3420 の状態）に基づいて

、高画質化処理の実行を行う状態が保存されるようにしてもよい。これにより、撮影データ単位（検査単位）で高画質化処理実行の有無が指定されていない場合、データベース全体に対して指定されている情報に基づいて処理を行い、撮影データ単位（検査単位）で指定されている場合には、その情報に基づいて個別に処理を実行することが出来る。

[0131] 本実施形態におけるOCTAのEn-Face画像として、Im3407とIm3408を表示する例を示しているが、表示するOCTAのEn-Face画像は検者の指定により変更することが可能である。そのため、高画質化処理の実行が指定されている時（ボタン3420がアクティブ状態）における画像の変更について説明をする。

[0132] 画像の変更は、不図示のユーザーインターフェース（例えば、コンボボックス）を用いて変更を行う。例えば、検者が画像の種類を表層から脈絡膜血管網に変更した時に、高画質化部は脈絡膜血管網画像に対して高画質化処理を実行し、表示制御部101-05は高画質化部が生成した高画質な画像をレポート画面に表示する。すなわち、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、第1の深度範囲の高画質画像の表示を、第1の深度範囲とは少なくとも一部が異なる第2の深度範囲の高画質画像の表示に変更してもよい。このとき、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて第1の深度範囲が第2の深度範囲に変更されることにより、第1の深度範囲の高画質画像の表示を、第2の深度範囲の高画質画像の表示に変更してもよい。なお、上述したようにレポート画面遷移時に表示する可能性の高い画像に対しては、既に高画質画像が生成済みである場合、表示制御部101-05は生成済みの高画質な画像を表示すればよい。なお、画像の種類の変更方法は上記したものに限らず、基準となる層とオフセットの値を変えて異なる深度範囲を設定したOCTAのEn-Face画像を生成することも可能である。その場合、基準となる層、あるいはオフセット値が変更された時に、高画質化部は任意のOCTAのEn-Face画像に対して高画質化処理を実行し、表示制御部101-05は高画質な画像をレポート画面に表示する。基

準となる層、オフセット値の変更は、不図示のユーザーインターフェース（例えば、コンボボックスやテキストボックス）を用いて行われることができる。また、断層画像 $l m 3 4 1 1$ と $l m 3 4 1 2$ に重畳表示している境界線 $3 4 1 3$ と $3 4 1 4$ のいずれかをドラッグ（層境界を移動）することで、OCTAの $E n - F a c e$ 画像の生成範囲を変更することが出来る。境界線をドラッグによって変更する場合、高画質化処理の実行命令が連続的に実施される。そのため、高画質化部は実行命令に対して常に処理を行ってもよいし、ドラッグによる層境界の変更後に実行するようにしてもよい。あるいは、高画質化処理の実行は連続的に命令されるが、次の命令が来た時点で前回の命令をキャンセルし、最新の命令を実行するようにしてもよい。なお、高画質化処理には比較的時間がかかる場合がある。このため、上述したどのようなタイミングで命令が実行されたとしても、高画質画像が表示されるまでに比較的時間がかかる場合がある。そこで、検者からの指示に応じてOCTAの $E n - F a c e$ 画像を生成するための深度範囲が設定されてから、高画質画像が表示されるまでの間、該設定された深度範囲に対応するOCTAの $E n - F a c e$ 画像（低画質画像）が表示されてもよい。すなわち、上記深度範囲が設定されると、該設定された深度範囲に対応するOCTAの $E n - F a c e$ 画像（低画質画像）が表示され、高画質化処理が終了すると、該OCTAの $E n - F a c e$ 画像（該低画質画像）の表示が高画質画像の表示に変更されるように構成されてもよい。また、上記深度範囲が設定されてから、高画質画像が表示されるまでの間、高画質化処理が実行されていることを示す情報が表示されてもよい。なお、これらは、高画質化処理の実行が既に指定されている状態（ボタン $3 4 2 0$ がアクティブ状態）を前提とする場合だけでなく、例えば、検者からの指示に応じて高画質化処理の実行が指示された際に、高画質画像が表示されるまでの間においても、適用することが可能である。

[0133] 本実施形態では、OCTAの $E n - F a c e$ 画像として、 $l m 3 4 0 7$ と $l m 3 4 0 8$ に異なる層を表示し、低画質と高画質な画像は切り替えて表示

する例を示したが、これに限らない。例えば、Im3407には低画質なOCTAのEn-Face画像、Im3408には高画質なOCTAのEn-Face画像を並べて表示するようにしてもよい。画像を切り替えて表示する場合には、同じ場所で画像を切り替えるので変化がある部分の比較を行いやすく、並べて表示する場合には、同時に画像を表示することが出来るので画像全体を比較しやすい。

[0134] ここで、解析部101-46が、高画質化処理により生成された高画質画像を画像解析してもよい。高画質化したOCTAのEn-Face画像における画像解析としては、任意の2値化処理を適用することで、画像から血管相当の箇所（血管領域）を検出することが出来る。検出した血管相当の箇所が画像に対して占める割合を求めることで面積密度を解析することが出来る。また、2値化処理した血管相当の箇所を細線化することで、線幅1画素の画像とし、太さに依存しない血管が占める割合（スケルトン密度ともいう）を求めることも出来る。これらの画像を用いて、無血管領域（FAZ）の面積や形状（円形度など）を解析するようにしてもよい。解析の方法として、画像全体から上述した数値を計算するようにしてもよいし、不図示のユーザーインターフェースを用いて、検者（ユーザー）の指示に基づいて、指定された関心領域（ROI）に対して数値を計算するようにしてもよい。ROIの設定は必ずしも検者に指定されるだけでなく、自動的に所定の領域が指定されるものであってもよい。ここで、上述した各種パラメータは、血管に関する解析結果の一例であって、血管に関するパラメータであれば、何でもよい。なお、解析部101-46は複数の画像解析処理を行ってもよい。すなわち、ここではOCTAのEn-Face画像に関して解析する例を示したが、これだけではなく、同時にOCTにより取得された画像に対する、網膜層のセグメンテーション、層厚計測、乳頭三次元形状解析、篩状板解析などを行ってもよい。これに関連して、解析部101-46は、任意の入力装置を介した検者からの指示に応じて、複数の画像解析処理のうちの一部又は全部を行ってもよい。

[0135] このとき、表示制御部 101-05 が、高画質化部によって生成された高画質画像及び解析部 101-46 による解析結果を表示部 104 に表示させる。なお、表示制御部 101-05 は高画質画像及び解析結果を別々の表示部や装置に出力してもよい。また、表示制御部 101-05 は、解析結果のみを表示部 104 に表示させてもよい。さらに、解析部 101-46 が複数の解析結果を出力する場合には、表示制御部 101-05 は、複数の解析結果の一部又は全部を表示部 104 やその他の装置に出力してもよい。例えば、OCTA の En-Face 画像における血管に関する解析結果を 2 次元マップとして表示部 104 に表示させてもよい。また、OCTA の En-Face 画像における血管に関する解析結果を示す値を OCTA の En-Face 画像に重畳して表示部 104 に表示させてもよい。このように、本実施形態に係る画像処理装置 101 では、画像解析に高画質画像を用いるため、解析の精度を向上させることができる。

[0136] 次に、画面遷移における高画質化処理の実行について、図 14A と図 14B を用いて説明を行う。図 14A は、図 14B における OCTA 画像を拡大表示した画面例である。図 14A においても、図 14B と同様にボタン 3420 を表示する。図 14B から図 14A への画面遷移は、例えば、OCTA 画像をダブルクリックすることで遷移し、図 14A から図 14B へは閉じるボタン 3430 で遷移する。なお、画面遷移に関しては、ここで示した方法に限らず、不図示のユーザーインターフェースを用いてもよい。

[0137] 画面遷移の際に高画質化処理の実行が指定されている場合（ボタン 3420 がアクティブ）、画面遷移時においてもその状態を保つ。すなわち、図 14B の画面で高画質画像を表示している状態で図 14A の画面に遷移する場合、図 14A の画面においても高画質画像を表示する。そして、ボタン 3420 はアクティブ状態にする。図 14A から図 14B へ遷移する場合にも同様である。図 14A において、ボタン 3420 を指定して低画質画像に表示を切り替えることもできる。

[0138] 画面遷移に関して、ここで示した画面に限らず、経過観察用の表示画面、

又はパノラマ用の表示画面など同じ撮影データを表示する画面への遷移であれば、高画質画像の表示状態を保ったまま遷移を行う。すなわち、遷移後の表示画面において、遷移前の表示画面におけるボタン 3 4 2 0 の状態に対応する画像が表示される。例えば、遷移前の表示画面におけるボタン 3 4 2 0 がアクティブ状態であれば、遷移後の表示画面において高画質画像が表示される。また、例えば、遷移前の表示画面におけるボタン 3 4 2 0 のアクティブ状態が解除されていれば、遷移後の表示画面において低画質画像が表示される。なお、経過観察用の表示画面におけるボタン 3 4 2 0 がアクティブ状態になると、経過観察用の表示画面に並べて表示される異なる日時（異なる検査日）で得た複数の画像が高画質画像に切り換わるようにしてもよい。すなわち、経過観察用の表示画面におけるボタン 3 4 2 0 がアクティブ状態になると、異なる日時で得た複数の画像に対して一括で反映されるように構成してもよい。

[0139] ここで、経過観察用の表示画面の例を、図 1 1 に示す。検者からの指示に応じてタブ 3 8 0 1 が選択されると、図 1 1 のように、経過観察用の表示画面が表示される。このとき、計測対象領域の深度範囲を、リストボックスに表示された既定の深度範囲セット（3 8 0 2 及び 3 8 0 3）から検者が選択することで変更できる。例えば、リストボックス 3 8 0 2 では網膜表層が選択され、また、リストボックス 3 8 0 3 では網膜深層が選択されている。上側の表示領域には網膜表層のモーションコントラスト画像の解析結果が表示され、また、下側の表示領域には網膜深層のモーションコントラスト画像の解析結果が表示されている。すなわち、深度範囲が選択されると、異なる日時の複数の画像について、選択された深度範囲の複数のモーションコントラスト画像の解析結果の並列表示に一括して変更される。

[0140] このとき、解析結果の表示を非選択状態にすると、異なる日時の複数のモーションコントラスト画像の並列表示に一括して変更されてもよい。そして、検者からの指示に応じてボタン 3 4 2 0 が指定されると、複数のモーションコントラスト画像の表示が複数の高画質画像の表示に一括して変更される

。

[0141] また、解析結果の表示が選択状態である場合には、検者からの指示に応じてボタン3420が指定されると、複数のモーションコントラスト画像の解析結果の表示が複数の高画質画像の解析結果の表示に一括して変更される。ここで、解析結果の表示は、解析結果を任意の透明度により画像に重畳表示させたものであってもよい。このとき、解析結果の表示への変更は、例えば、表示されている画像に対して任意の透明度により解析結果を重畳させた状態に変更したものであってもよい。また、解析結果の表示への変更は、例えば、解析結果と画像とを任意の透明度によりブレンド処理して得た画像（例えば、二次元マップ）の表示への変更であってもよい。

[0142] また、深度範囲の指定に用いる層境界の種類とオフセット位置をそれぞれ、3805、3806のようなユーザーインターフェースから一括して変更することができる。なお、断層画像も一緒に表示させ、断層画像上に重畳された層境界データを検者からの指示に応じて移動させることにより、異なる日時の複数のモーションコントラスト画像の深度範囲を一括して変更されてもよい。このとき、異なる日時の複数の断層画像を並べて表示し、1つの断層画像上で上記移動が行われると、他の断層画像上でも同様に層境界データが移動されてもよい。また、画像投影法やプロジェクションアーティファクト抑制処理の有無を、例えば、コンテキストメニューのようなユーザーインターフェースから選択することにより変更してもよい。また、選択ボタン3807を選択して選択画面を表示させ、該選択画面上に表示された画像リストから選択された画像が表示されてもよい。なお、図11の上部に表示されている矢印3804は現在選択されている検査であることを示す印であり、基準検査（Baseline）はFollow-up撮影の際に選択した検査（図11の一番左側の画像）である。もちろん、基準検査を示すマークを表示部104に表示させてもよい。

[0143] また、「Show Difference」チェックボックス3808が指定された場合には、基準画像上に基準画像に対する計測値分布（マップも

しくはセクタマップ)を表示する。さらに、この場合には、それ以外の検査日に対応する領域に基準画像に対して算出した計測値分布と当該領域に表示される画像に対して算出した計測分布との差分計測値マップを表示する。計測結果としては、レポート画面上にトレンドグラフ(経時変化計測によって得られた各検査日の画像に対する計測値のグラフ)を表示させてもよい。すなわち、異なる日時の複数の画像に対応する複数の解析結果の時系列データ(例えば、時系列グラフ)が表示されてもよい。このとき、表示されている複数の画像に対応する複数の日時以外の日時に関する解析結果についても、表示されている複数の画像に対応する複数の解析結果と判別可能な状態で(例えば、時系列グラフ上の各点の色が画像の表示の有無で異なる)時系列データとして表示させてもよい。また、該トレンドグラフの回帰直線(曲線)や対応する数式をレポート画面に表示させてもよい。

[0144] 本実施形態においては、モーションコントラスト画像に関して説明を行ったが、これに限らない。本実施形態に係る表示、高画質化、及び画像解析等の処理に関する画像は、断層画像でもよい。さらには、断層画像だけではなく、SLO画像、眼底写真、又は蛍光眼底写真など、異なる画像であっても構わない。その場合、高画質化処理を実行するためのユーザーインターフェースは、種類の異なる複数の画像に対して高画質化処理の実行を指示するもの、種類の異なる複数の画像から任意の画像を選択して高画質化処理の実行を指示するものがあってもよい。

[0145] このような構成により、本実施形態に係る高画質化部(不図示)が処理した画像を表示制御部101-05が表示部104に表示することができる。このとき、上述したように、高画質画像の表示、解析結果の表示、表示される正面画像の深度範囲等に関する複数の条件のうち少なくとも1つが選択された状態である場合には、表示画面が遷移されても、選択された状態が維持されてもよい。

[0146] また、上述したように、複数の条件のうち少なくとも1つが選択された状態である場合には、他の条件が選択された状態に変更されても、該少なくと

も１つが選択された状態が維持されてもよい。例えば、表示制御部１０１－０５は、解析結果の表示が選択状態である場合に、検者からの指示に応じて（例えば、ボタン３４２０が指定されると）、低画質画像の解析結果の表示を高画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。また、表示制御部１０１－０５は、解析結果の表示が選択状態である場合に、検者からの指示に応じて（例えば、ボタン３４２０の指定が解除されると）、高画質画像の解析結果の表示を低画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。

[0147] また、表示制御部１０１－０５は、高画質画像の表示が非選択状態である場合に、検者からの指示に応じて（例えば、解析結果の表示の指定が解除されると）、低画質画像の解析結果の表示を低画質画像の表示に変更してもよい。また、表示制御部１０１－０５は、高画質画像の表示が非選択状態である場合に、検者からの指示に応じて（例えば、解析結果の表示が指定されると）、低画質画像の表示を低画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。また、表示制御部１０１－０５は、高画質画像の表示が選択状態である場合に、検者からの指示に応じて（例えば、解析結果の表示の指定が解除されると）、高画質画像の解析結果の表示を高画質画像の表示に変更してもよい。また、表示制御部１０１－０５は、高画質画像の表示が選択状態である場合に、検者からの指示に応じて（例えば、解析結果の表示が指定されると）、高画質画像の表示を高画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。

[0148] また、高画質画像の表示が非選択状態で且つ第１の種類の解析結果の表示が選択状態である場合を考える。この場合には、表示制御部１０１－０５は、検者からの指示に応じて（例えば、第２の種類の解析結果の表示が指定されると）、低画質画像の第１の種類の解析結果の表示を低画質画像の第２の種類の解析結果の表示に変更してもよい。また、高画質画像の表示が選択状態で且つ第１の種類の解析結果の表示が選択状態である場合を考える。この場合には、表示制御部１０１－０５は、検者からの指示に応じて（例えば、第２の種類の解析結果の表示が指定されると）、高画質画像の第１の種類の解析結果の表示を高画質画像の第２の種類の解析結果の表示に変更してもよい。

い。

[0149] なお、経過観察用の表示画面においては、上述したように、これらの表示の変更が、異なる日時で得た複数の画像に対して一括で反映されるように構成してもよい。ここで、解析結果の表示は、解析結果を任意の透明度により画像に重畳表示させたものであってもよい。このとき、解析結果の表示への変更は、例えば、表示されている画像に対して任意の透明度により解析結果を重畳させた状態に変更したものであってもよい。また、解析結果の表示への変更は、例えば、解析結果と画像とを任意の透明度によりブレンド処理して得た画像（例えば、二次元マップ）の表示への変更であってもよい。

[0150] （変形例１）

上述した実施形態において、表示制御部１０１－０５は、高画質化部によって生成された高画質画像と入力画像のうち、検者からの指示に応じて選択された画像を表示部１０４に表示させることができる。また、表示制御部１０１－０５は、検者からの指示に応じて、表示部１０４上の表示を撮影画像（入力画像）から高画質画像に切り替えてもよい。すなわち、表示制御部１０１－０５は、検者からの指示に応じて、低画質画像の表示を高画質画像の表示に変更してもよい。また、表示制御部１０１－０５は、検者からの指示に応じて、高画質画像の表示を低画質画像の表示に変更してもよい。

[0151] さらに、画像処理装置１０１（あるいは画像処理部１０１－０４）における高画質化部が、高画質化エンジン（高画質化用の学習済モデル）による高画質化処理の開始（高画質化エンジンへの画像の入力）を検者からの指示に応じて実行し、表示制御部１０１－０５が、高画質化部によって生成された高画質画像を表示部１０４に表示させてもよい。これに対し、撮影装置（断層画像撮影装置１００）によって入力画像が撮影されると、高画質化エンジンが自動的に入力画像に基づいて高画質画像を生成し、表示制御部１０１－０５が、検者からの指示に応じて高画質画像を表示部１０４に表示させてもよい。ここで、高画質化エンジンとは、上述した画質向上処理（高画質化処理）を行う学習済モデルを含む。

- [0152] なお、これらの処理は解析結果の出力についても同様に行うことができる。すなわち、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、低画質画像の解析結果の表示を高画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。また、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、高画質画像の解析結果の表示を低画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。もちろん、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、低画質画像の解析結果の表示を低画質画像の表示に変更してもよい。また、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、低画質画像の表示を低画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。また、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、高画質画像の解析結果の表示を高画質画像の表示に変更してもよい。また、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、高画質画像の表示を高画質画像の解析結果の表示に変更してもよい。
- [0153] また、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、低画質画像の解析結果の表示を低画質画像の他の種類の解析結果の表示に変更してもよい。また、表示制御部101-05は、検者からの指示に応じて、高画質画像の解析結果の表示を高画質画像の他の種類の解析結果の表示に変更してもよい。
- [0154] ここで、高画質画像の解析結果の表示は、高画質画像の解析結果を任意の透明度により高画質画像に重畳表示させたものであってもよい。また、低画質画像の解析結果の表示は、低画質画像の解析結果を任意の透明度により低画質画像に重畳表示させたものであってもよい。このとき、解析結果の表示への変更は、例えば、表示されている画像に対して任意の透明度により解析結果を重畳させた状態に変更したものであってもよい。また、解析結果の表示への変更は、例えば、解析結果と画像とを任意の透明度によりブレンド処理して得た画像（例えば、二次元マップ）の表示への変更であってもよい。
- [0155] また、上述した様々な実施形態において、設定される関心領域に対して実行される処理は、解析処理に限らず、例えば、画像処理であってもよい。画像処理としては、例えば、コントラスト処理、階調変換処理、超解像度処理

、平滑化处理等であれば、何でもよい。また、他の表示画面に遷移した後も、遷移前に設定された透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を表示してもよい。例えば、経過観察の表示画面に遷移した後、異なる日時に得た複数の画像として、遷移前に設定された透過率によりブレンド処理して得た複数のブレンド画像が並べて表示されてもよい。また、経過観察の表示画面にも同様のスライダーが表示され、検者からの指示に応じて透過率が設定（変更）されると、設定された透過率が異なる日時に得た複数の画像に対して一括して反映されてもよい。すなわち、透過率が設定（変更）されると、設定された透過率によりブレンド処理して得た複数のブレンド画像が表示されてもよい。なお、ブレンド処理は、これらの表示画面に限らず、撮影確認画面、レポート画面、撮影前の各種調整用のプレビュー画面（各種のライブ動画像が表示される表示画面）等の少なくとも1つの表示画面において実行可能であればよい。

[0156] （変形例2）

上述した様々な実施形態及び変形例において、ブレンド処理に用いられる透過率（透過係数）は、検者からの指示だけによって設定されることに限らず、自動的に設定されてもよいし、半自動で設定されてもよい。例えば、互いに対応する領域のOCT画像及びOCTA画像の少なくとも1つ等の医用画像を入力データとし、検者からの指示に応じて設定された透過率を正解データ（教師データ）とする学習データにより機械学習して得た学習済モデルが用いられてもよい。すなわち、透過率設定部が、互いに対応する領域のOCT画像及びOCTA画像の少なくとも1つ等の医用画像から、上記学習済モデルを用いて、新たな透過率を生成するように構成されてもよい。このとき、上記学習済モデルは、例えば、検者からの指示に応じて決定（変更）された透過率を正解データとする学習データにより追加学習して得た学習済モデルであってもよい。また、上記学習済モデルは、例えば、検者からの指示に応じて該新たな透過率（学習済モデルを用いて得た透過率）から変更された透過率を正解データとする学習データにより追加学習して得た学習済モデル

ルであってもよい。これにより、例えば、医用画像に対して検者が好む透過率の傾向が考慮された新たな透過率を取得することができる。すなわち、検者にカスタマイズされた透過率設定部を精度良く構成することができる。このため、検者の診断効率を向上することができる。なお、互いに対応する領域のOCT画像及びOCTA画像は、例えば、共通する干渉信号の少なくとも一部を用いて得られた画像であってもよい。

[0157] ここで、上記学習済モデルは、学習データを用いた機械学習により得ることができる。機械学習には、例えば、多階層のニューラルネットワークから成る深層学習（Deep Learning）がある。また、多階層のニューラルネットワークの少なくとも一部には、例えば、畳み込みニューラルネットワーク（CNN：Convolutional Neural Network）を機械学習モデルとして用いることができる。また、多階層のニューラルネットワークの少なくとも一部には、オートエンコーダ（自己符号化器）に関する技術が用いられてもよい。また、学習には、バックプロパゲーション（誤差逆伝搬法）に関する技術が用いられてもよい。ただし、機械学習としては、深層学習に限らず、画像等の学習データの特徴量を学習によって自ら抽出（表現）可能なモデルを用いた学習であれば何でもよい。また、学習済モデルとは、任意の機械学習アルゴリズムによる機械学習モデルに対して、事前に適切な学習データを用いてトレーニングした（学習を行った）モデルである。ただし、学習済モデルは、それ以上の学習を行わないものではなく、追加の学習を行うこともできるものとする。また、学習データとは、入力データ及び出力データ（正解データ）のペアで構成される。ここで、学習データを教師データという場合もあるし、あるいは、正解データを教師データという場合もある。また、学習済モデルは、追加学習により更新されることで、例えば、操作者に適したモデルとしてカスタマイズされてもよい。もちろん、本変形例における学習済モデルは、追加学習して得た学習済モデルには限定されず、医用画像と透過率に関する情報とを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであれば何でもよい。

- [0158] また、上述した学習済モデルは、被検者の所定部位の異なる種類の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであってもよい。このとき、学習データに含まれる入力データは、例えば、眼底のモーションコントラスト正面画像及び輝度正面画像（あるいは輝度断層画像）をセットとする入力データや、眼底の断層画像（Ｂスキャン画像）及びカラー眼底画像（あるいは蛍光眼底画像）をセットとする入力データ等が考えられる。また、異なる種類の複数の医療画像は、異なるモダリティ、異なる光学系、異なる原理等により取得されたものであれば何でもよい。また、上述した学習済モデルは、被検者の異なる部位の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであってもよい。このとき、学習データに含まれる入力データは、例えば、眼底の断層画像（Ｂスキャン画像）と前眼部の断層画像（Ｂスキャン画像）とをセットとする入力データや、眼底の黄斑の三次元ＯＣＴ画像と眼底の視神経乳頭のサークルスキャン（またはラスタースキャン）断層画像とをセットとする入力データ等が考えられる。なお、学習データに含まれる入力データは、被検者の異なる部位及び異なる種類の複数の医用画像であってもよい。このとき、学習データに含まれる入力データは、例えば、前眼部の断層画像とカラー眼底画像とをセットとする入力データ等が考えられる。また、上述した学習済モデルは、被検者の所定部位の異なる撮影画角の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであってもよい。また、学習データに含まれる入力データは、パノラマ画像のように、所定部位を複数領域に時分割して得た複数の医用画像を貼り合わせたものであってもよい。また、学習データに含まれる入力データは、被検者の所定部位の異なる日時の複数の医用画像をセットとする入力データであってもよい。
- [0159] なお、上述した学習済モデルを用いて得た新たな透過率を初期設定として、検者からの指示に応じて、透過率を変更可能に構成してもよい。また、検者からの指示に応じて、変更された透過率を追加学習の学習データとして用

いるか否かを選択可能に構成してもよい。また、ブレンド画像上でROIが設定されることにより、ROIが設定されたときに設定（変更）された透過率を追加学習の学習データとして用いることも連動して選択されるように構成されてもよい。

[0160] （変形例3）

上述した様々な実施形態及び変形例における表示制御部101-05は、表示画面のレポート画面において、所望の層の層厚や各種の血管密度等の解析結果を表示させてもよい。また、視神経乳頭部、黄斑部、血管領域、神経線維束、硝子体領域、黄斑領域、脈絡膜領域、強膜領域、篩状板領域、網膜層境界、網膜層境界端部、視細胞、血球、血管壁、血管内壁境界、血管外側境界、神経節細胞、角膜領域、隅角領域、シュレム管等の少なくとも1つを含む注目部位に関するパラメータの値（分布）を解析結果として表示させてもよい。このとき、例えば、各種のアーティファクトの低減処理が適用された医用画像を解析することで、精度の良い解析結果を表示させることができる。なお、アーティファクトは、例えば、血管領域等による光吸収により生じる偽像領域や、プロジェクションアーティファクト、被検眼の状態（動きや瞬き等）によって測定光の主走査方向に生じる正面画像における帯状のアーティファクト等であってもよい。また、アーティファクトは、例えば、被検者の所定部位の医用画像上に撮影毎にランダムに生じるような写損領域であれば、何でもよい。また、上述したような様々なアーティファクト（写損領域）の少なくとも1つを含む領域に関するパラメータの値（分布）を解析結果として表示させてもよい。また、ドルーゼン、新生血管、白斑（硬性白斑）、シュードルーゼン等の異常部位等の少なくとも1つを含む領域に関するパラメータの値（分布）を解析結果として表示させてもよい。

[0161] また、解析結果は、解析マップや、各分割領域に対応する統計値を示すセクタ等で表示されてもよい。なお、解析結果は、医用画像の解析結果を学習データとして学習して得た学習済モデル（解析結果生成エンジン、解析結果生成用の学習済モデル）を用いて生成されたものであってもよい。このとき

、学習済モデルは、医用画像とその医用画像の解析結果とを含む学習データや、医用画像とその医用画像とは異なる種類の医用画像の解析結果とを含む学習データ等を用いた学習により得たものであってもよい。また、学習済モデルは、輝度正面画像及びモーションコントラスト正面画像のように、所定部位の異なる種類の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データを用いた学習により得たものであってもよい。ここで、輝度正面画像は断層画像のE n - F a c e画像に対応し、モーションコントラスト正面画像はO C T AのE n - F a c e画像に対応する。また、高画質化用の学習済モデルにより生成された高画質画像を用いて得た解析結果が表示されるように構成されてもよい。なお、高画質化用の学習済モデルは、第一の画像を入力データとし、第一の画像よりも高画質な第二の画像を正解データとする学習データを学習して得たものであってもよい。このとき、第二の画像は、例えば、複数の第一の画像の重ね合わせ処理（例えば、位置合わせして得た複数の第一の画像の平均化処理）等によって、高コントラスト化やノイズ低減等が行われたような高画質な画像であってもよい。

[0162] また、学習データに含まれる入力データとしては、高画質化用の学習済モデルにより生成された高画質画像であってもよいし、低画質画像と高画質画像とのセットであってもよい。また、学習データは、例えば、解析領域を解析して得た解析値（例えば、平均値や中央値等）、解析値を含む表、解析マップ、画像におけるセクタ等の解析領域の位置等の少なくとも1つを含む情報を（教師あり学習の）正解データとして、入力データにラベル付け（アノテーション）したデータであってもよい。なお、検者からの指示に応じて、解析結果生成用の学習済モデルにより得た解析結果が表示されるように構成されてもよい。例えば、画像処理部101-04は、（高画質化用の学習済モデルとは異なる）解析結果生成用の学習済モデルを用いて、ブレンド処理される複数の医用画像のうち少なくとも一つの医用画像から、該少なくとも一つの医用画像に関連する画像解析結果を生成することができる。また、例えば、表示制御部101-05は、上記少なくとも一つの医用画像から解析

結果生成用の学習済モデルを用いて得た画像解析結果を表示部 104 に表示させることができる。

[0163] また、上述した様々な実施形態及び変形例における表示制御部 101-05 は、表示画面のレポート画面において、緑内障や加齢黄斑変性等の種々の診断結果を表示させてもよい。このとき、例えば、上述したような各種のアーティファクトの低減処理が適用された医用画像を解析することで、精度の良い診断結果を表示させることができる。また、診断結果としては、特定された異常部位等の位置が画像上に表示されてもよいし、また、異常部位の状態等が文字等によって表示されてもよい。また、異常部位等の分類結果（例えば、Curtin 分類）が診断結果として表示されてもよい。また、分類結果としては、例えば、異常部位毎の確からしさを示す情報（例えば、割合を示す数値）が表示されてもよい。また、医師が診断を確定させる上で必要な情報が診断結果として表示されてもよい。上記必要な情報としては、例えば、追加撮影等のアドバイスが考えられる。例えば、OCTA 画像における血管領域に異常部位が検出された場合には、OCTA よりも詳細に血管を観察可能な造影剤を用いた蛍光撮影を追加で行う旨が表示されてもよい。

[0164] なお、診断結果は、医用画像の診断結果を学習データとして学習して得た学習済モデル（診断結果生成エンジン、診断結果生成用の学習済モデル）を用いて生成されたものであってもよい。また、学習済モデルは、医用画像とその医用画像の診断結果とを含む学習データや、医用画像とその医用画像とは異なる種類の医用画像の診断結果とを含む学習データ等を用いた学習により得たものであってもよい。また、高画質化用の学習済モデルにより生成された高画質画像を用いて得た診断結果が表示されるように構成されてもよい。例えば、画像処理部 101-04 は、（高画質化用の学習済モデルとは異なる）診断結果生成用の学習済モデルを用いて、ブレンド処理される複数の医用画像のうち少なくとも一つの医用画像から、該少なくとも一つの医用画像に関連する診断結果を生成することができる。また、例えば、表示制御部 101-05 は、上記少なくとも一つの医用画像から診断結果生成用の学習

済モデルを用いて得た診断結果を表示部 104 に表示させることができる。

[0165] また、学習データに含まれる入力データとしては、高画質化用の学習済モデルにより生成された高画質画像であってもよいし、低画質画像と高画質画像とのセットであってもよい。また、学習データは、例えば、診断名、病変（異常部位）の種類や状態（程度）、画像における病変の位置、注目領域に対する病変の位置、所見（読影所見等）、診断名の根拠（肯定的な医用支援情報等）、診断名を否定する根拠（否定的な医用支援情報）等の少なくとも 1 つを含む情報を（教師あり学習の）正解データとして、入力データにラベル付け（アノテーション）したデータであってもよい。なお、検者からの指示に応じて、診断結果生成用の学習済モデルにより得た診断結果が表示されるように構成されてもよい。

[0166] また、上述した様々な実施形態及び変形例における表示制御部 101-05 は、表示画面のレポート画面において、上述したような注目部位、アーティファクト、異常部位等の物体認識結果（物体検出結果）やセグメンテーション結果を表示させてもよい。このとき、例えば、画像上の物体の周辺に矩形の枠等を重畳して表示させてもよい。また、例えば、画像における物体上に色等を重畳して表示させてもよい。なお、物体認識結果やセグメンテーション結果は、物体認識やセグメンテーションを示す情報を正解データとして医用画像にラベル付け（アノテーション）した学習データを学習して得た学習済モデル（物体認識エンジン、物体認識用の学習済モデル、セグメンテーションエンジン、セグメンテーション用の学習済モデル）を用いて生成されたものであってもよい。なお、上述した解析結果生成や診断結果生成は、上述した物体認識結果やセグメンテーション結果を利用することで得られたものであってもよい。例えば、物体認識やセグメンテーションの処理により得た注目部位に対して解析結果生成や診断結果生成の処理を行ってもよい。

[0167] また、異常部位を検出する場合には、画像処理部 101-04 は、敵対的生成ネットワーク（GAN: Generative Adversarial Networks）や変分オートエンコーダ（VAE: Variational Autoencoders）を用いて生成された画像と入力画像とを比較して異常部位を検出してもよい。

nal auto-encoder) を用いてもよい。例えば、断層画像の生成を学習して得た生成器と、生成器が生成した新たな断層画像と本物の眼底正面画像との識別を学習して得た識別器とからなるDCGAN (Deep Convolutional GAN) を機械学習モデルとして用いることができる。

[0168] DCGANを用いる場合には、例えば、識別器が入力された断層画像をエンコードすることで潜在変数にし、生成器が潜在変数に基づいて新たな断層画像を生成する。その後、入力された断層画像と生成された新たな断層画像との差分を異常部位として抽出することができる。また、VAEを用いる場合には、例えば、入力された断層画像をエンコーダーによりエンコードすることで潜在変数にし、潜在変数をデコーダーによりデコードすることで新たな断層画像を生成する。その後、入力された断層画像と生成された新たな断層画像との差分を異常部位として抽出することができる。なお、入力データの例として断層画像を例として説明したが、眼底画像や前眼の正面画像等を用いてもよい。

[0169] さらに、画像処理部101-04は、畳み込みオートエンコーダ (CAE: Convolutional Auto-Encoder) を用いて、異常部位を検出してもよい。CAEを用いる場合には、学習時に入力データ及び出力データとして同じ画像を学習させる。これにより、推定時に異常部位がある画像をCAEに入力すると、学習の傾向に従って異常部位がない画像が出力される。その後、CAEに入力された画像とCAEから出力された画像の差分を異常部位として抽出することができる。なお、この場合にも、断層画像だけでなく、眼底画像や前眼の正面画像等を入力データとして用いてもよい。

[0170] これらの場合、画像処理部101-04は、セグメンテーション処理等により特定した異なる領域それぞれについて敵対的生成ネットワーク又はオートエンコーダを用いて得た医用画像と、該敵対的生成ネットワーク又はオートエンコーダに入力された医用画像との差に関する情報を異常部位に関する

情報として生成することができる。これにより、画像処理部１０１－０４は、高速に精度よく異常部位を検出することが期待できる。ここで、オートエンコーダには、VAEやCAE等が含まれる。例えば、画像処理部１０１－０４は、ブレンド処理される複数の医用画像のうち少なくとも一つの医用画像から敵対的生成ネットワーク又はオートエンコーダを用いて得た医用画像と、該少なくとも一つの医用画像との差に関する情報を、異常部位に関する情報として生成することができる。また、例えば、表示制御部１０１－０５は、上記少なくとも一つの医用画像から敵対的生成ネットワーク又はオートエンコーダを用いて得た医用画像と、該少なくとも一つの医用画像との差に関する情報を、異常部位に関する情報として表示部１０４に表示させることができる。

[0171] また、疾病眼では、疾病の種類に応じて画像特徴が異なる。そのため、上述した様々な実施形態や変形例において用いられる学習済モデルは、疾病の種類毎又は異常部位毎にそれぞれ生成・用意されてもよい。この場合には、例えば、画像処理装置１０１は、操作者からの被検眼の疾病の種類や異常部位等の入力（指示）に応じて、処理に用いる学習済モデルを選択することができる。なお、疾病の種類や異常部位毎に用意される学習済モデルは、網膜層の検出や領域ラベル画像等の生成に用いられる学習済モデルに限られず、例えば、画像の評価用のエンジンや解析用のエンジン等で用いられる学習済モデルであってもよい。このとき、画像処理装置１０１は、別に用意された学習済モデルを用いて、画像から被検眼の疾病の種類や異常部位を識別してもよい。この場合には、画像処理装置１０１は、当該別に用意された学習済モデルを用いて識別された疾病の種類や異常部位に基づいて、上記処理に用いる学習済モデルを自動的に選択することができる。なお、当該被検眼の疾病の種類や異常部位を識別するための学習済モデルは、断層画像や眼底画像等を入力データとし、疾病の種類やこれら画像における異常部位を出力データとした学習データのペアを用いて学習を行ってよい。ここで、学習データの入力データとしては、断層画像や眼底画像等を単独で入力データとしても

よいし、これらの組み合わせを入力データとしてもよい。

[0172] また、特に診断結果生成用の学習済モデルは、被検者の所定部位の異なる種類の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであってもよい。このとき、学習データに含まれる入力データとして、例えば、眼底のモーションコントラスト正面画像及び輝度正面画像（あるいは輝度断層画像）をセットとする入力データが考えられる。また、学習データに含まれる入力データとして、例えば、眼底の断層画像（Ｂスキャン画像）及びカラー眼底画像（あるいは蛍光眼底画像）をセットとする入力データ等も考えられる。また、異なる種類の複数の医療画像は、異なるモダリティ、異なる光学系、又は異なる原理等により取得されたものであれば何でもよい。

[0173] また、特に診断結果生成用の学習済モデルは、被検者の異なる部位の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであってもよい。このとき、学習データに含まれる入力データとして、例えば、眼底の断層画像（Ｂスキャン画像）と前眼部の断層画像（Ｂスキャン画像）とをセットとする入力データが考えられる。また、学習データに含まれる入力データとして、例えば、眼底の黄斑の三次元ＯＣＴ画像（三次元断層画像）と眼底の視神経乳頭のサークルスキャン（又はラスタースキャン）断層画像とをセットとする入力データ等も考えられる。

[0174] なお、学習データに含まれる入力データは、被検者の異なる部位及び異なる種類の複数の医用画像であってもよい。このとき、学習データに含まれる入力データは、例えば、前眼部の断層画像とカラー眼底画像とをセットとする入力データ等が考えられる。また、上述した学習済モデルは、被検者の所定部位の異なる撮影画角の複数の医用画像をセットとする入力データを含む学習データにより学習して得た学習済モデルであってもよい。また、学習データに含まれる入力データは、パノラマ画像のように、所定部位を複数領域に時分割して得た複数の医用画像を貼り合わせたものであってもよい。このとき、パノラマ画像のような広画角画像を学習データとして用いることによ

り、狭画角画像よりも情報量が多い等の理由から画像の特徴量を精度良く取得できる可能性があるため、各処理の結果を向上することができる。例えば、推定時（予測時）において、広画角画像における複数の位置で異常部位が検出された場合に、各異常部位の拡大画像を順次表示可能に構成させる。これにより、複数の位置における異常部位を効率よく確認することができるため、例えば、検者の利便性を向上することができる。このとき、例えば、異常部位が検出された広画角画像上の各位置を検者が選択可能に構成され、選択された位置における異常部位の拡大画像が表示されるように構成されてもよい。また、学習データに含まれる入力データは、被検者の所定部位の異なる日時の複数の医用画像をセットとする入力データであってもよい。

[0175] また、上述した解析結果と診断結果と物体認識結果とセグメンテーション結果とのうち少なくとも1つの結果が表示される表示画面は、レポート画面に限らない。このような表示画面は、例えば、撮影確認画面、経過観察用の表示画面、及び撮影前の各種調整用のプレビュー画面（各種のライブ動画画像が表示される表示画面）等の少なくとも1つの表示画面に表示されてもよい。例えば、上述した学習済モデルを用いて得た上記少なくとも1つの結果を撮影確認画面に表示させることにより、検者は、撮影直後であっても精度の良い結果を確認することができる。また、上述した低画質画像と高画質画像との表示の変更は、例えば、低画質画像の解析結果と高画質画像の解析結果との表示の変更であってもよい。

[0176] ここで、上述した様々な学習済モデルは、学習データを用いた機械学習により得ることができる。機械学習には、例えば、多階層のニューラルネットワークから成る深層学習（Deep Learning）がある。また、多階層のニューラルネットワークの少なくとも一部には、例えば、畳み込みニューラルネットワーク（CNN：Convolutional Neural Network）を機械学習モデルとして用いることができる。また、多階層のニューラルネットワークの少なくとも一部には、オートエンコーダ（自己符号化器）に関する技術が用いられてもよい。また、学習には、バツ

クプロパゲーション（誤差逆伝搬法）に関する技術が用いられてもよい。ただし、機械学習としては、深層学習に限らず、画像等の学習データの特徴量を学習によって自ら抽出（表現）可能なモデルを用いた学習であれば何でもよい。ここで、機械学習モデルとは、ディープラーニング等の機械学習アルゴリズムによる学習モデルをいう。また、学習済モデルとは、任意の機械学習アルゴリズムによる機械学習モデルに対して、事前に適切な学習データを用いてトレーニングした（学習を行った）モデルである。ただし、学習済モデルは、それ以上の学習を行わないものではなく、追加の学習を行うこともできるものとする。また、学習データとは、入力データ及び出力データ（正解データ）のペアで構成される。ここで、学習データを教師データという場合もあるし、あるいは、正解データを教師データという場合もある。

[0177] なお、GPUは、データをより多く並列処理することで効率的な演算を行うことができる。このため、ディープラーニングのような学習モデルを用いて複数回に渡り学習を行う場合には、GPUで処理を行うことが有効である。そこで、本変形例では、学習部（不図示）の一例である画像処理部101-04による処理には、CPUに加えてGPUを用いる。具体的には、学習モデルを含む学習プログラムを実行する場合に、CPUとGPUが協働して演算を行うことで学習を行う。なお、学習部の処理は、CPUまたはGPUのみにより演算が行われてもよい。また、上述した様々な学習済モデルを用いた処理を実行する処理部（推定部）も、学習部と同様にGPUを用いてもよい。また、学習部は、不図示の誤差検出部と更新部とを備えてもよい。誤差検出部は、入力層に入力される入力データに応じてニューラルネットワークの出力層から出力される出力データと、正解データとの誤差を得る。誤差検出部は、損失関数を用いて、ニューラルネットワークからの出力データと正解データとの誤差を計算するようにしてもよい。また、更新部は、誤差検出部で得られた誤差に基づいて、その誤差が小さくなるように、ニューラルネットワークのノード間の結合重み付け係数等を更新する。この更新部は、例えば、誤差逆伝播法を用いて、結合重み付け係数等を更新する。誤差逆伝

播法は、上記の誤差が小さくなるように、各ニューラルネットワークのノード間の結合重み付け係数等を調整する手法である。

[0178] また、高画質化やセグメンテーション等に用いられる機械学習モデルとしては、複数のダウンサンプリング層を含む複数の階層からなるエンコーダーの機能と、複数のアップサンプリング層を含む複数の階層からなるデコーダーの機能とを有するU-net型の機械学習モデルが適用可能である。U-net型の機械学習モデルでは、エンコーダーとして構成される複数の階層において曖昧にされた位置情報（空間情報）を、デコーダーとして構成される複数の階層において、同次元の階層（互いに対応する階層）で用いることができるように（例えば、スキップコネクションを用いて）構成される。

[0179] また、高画質化やセグメンテーション等に用いられる機械学習モデルとしては、例えば、FCN（Fully Convolutional Network）、又はSegNet等を用いることもできる。また、所望の構成に応じて領域単位で物体認識を行う機械学習モデルを用いてもよい。物体認識を行う機械学習モデルとしては、例えば、RCNN（Region CNN）、fastRCNN、又はfasterRCNNを用いることができる。さらに、領域単位で物体認識を行う機械学習モデルとして、YOLO（You Only Look Once）、又はSSD（Single Shot Detector、あるいはSingle Shot MultiBox Detector）を用いることもできる。

[0180] また、機械学習モデルは、例えば、カプセルネットワーク（Capsule Network；CapsNet）でもよい。ここで、一般的なニューラルネットワークでは、各ユニット（各ニューロン）はスカラー値を出力するように構成されることによって、例えば、画像における特徴間の空間的な位置関係（相対位置）に関する空間情報が低減されるように構成されている。これにより、例えば、画像の局所的な歪みや平行移動等の影響が低減されるような学習を行うことができる。一方、カプセルネットワークでは、各ユニット（各カプセル）は空間情報をベクトルとして出力するように構成され

ることによって、例えば、空間情報が保持されるように構成されている。これにより、例えば、画像における特徴間の空間的な位置関係が考慮されたような学習を行うことができる。

[0181] また、高画質化エンジン（高画質化用の学習済モデル）は、高画質化エンジンにより生成された少なくとも1つの高画質画像を含む学習データを追加学習して得た学習済モデルであってもよい。このとき、高画質画像を追加学習用の学習データとして用いるか否かを、検者からの指示により選択可能に構成されてもよい。なお、これらの構成は、高画質化用の学習済モデルに限らず、上述した様々な学習済モデルに対しても適用可能である。また、上述した様々な学習済モデルの学習に用いられる正解データの生成には、ラベル付け（アノテーション）等の正解データを生成するための正解データ生成用の学習済モデルが用いられてもよい。このとき、正解データ生成用の学習済モデルは、検者がラベル付け（アノテーション）して得た正解データを（順次）追加学習することにより得られたものであってもよい。すなわち、正解データ生成用の学習済モデルは、ラベル付け前のデータを入力データとし、ラベル付け後のデータを出力データとする学習データを追加学習することにより得られたものであってもよい。また、動画像等のような連続する複数フレームにおいて、前後のフレームの物体認識やセグメンテーション等の結果を考慮して、結果の精度が低いと判定されたフレームの結果を修正するように構成されてもよい。このとき、検者からの指示に応じて、修正後の結果を正解データとして追加学習するように構成されてもよい。

[0182] なお、上述した様々な実施形態及び変形例において、物体認識用の学習済モデルやセグメンテーション用の学習済モデルを用いて被検眼の領域を検出する場合には、検出した領域毎に所定の画像処理を施すこともできる。例えば、硝子体領域、網膜領域、及び脈絡膜領域のうちの少なくとも2つの領域を検出する場合を考える。この場合には、検出された少なくとも2つの領域に対してコントラスト調整等の画像処理を施す際に、それぞれ異なる画像処理のパラメータを用いることで、各領域に適した調整を行うことができる。

各領域に適した調整が行われた画像を表示することで、操作者は領域毎の疾病等をより適切に診断することができる。なお、検出された領域毎に異なる画像処理のパラメータを用いる構成については、例えば、学習済モデルを用いずに検出された被検眼の領域について同様に適用されてもよい。

[0183] (変形例4)

上述した様々な実施形態及び変形例におけるプレビュー画面において、ライブ動画像の少なくとも1つのフレーム毎に上述した学習済モデルが用いられるように構成されてもよい。このとき、プレビュー画面において、異なる部位や異なる種類の複数のライブ動画像が表示されている場合には、各ライブ動画像に対応する学習済モデルが用いられるように構成されてもよい。これにより、例えば、ライブ動画像であっても、処理時間を短縮することができるため、検者は撮影開始前に精度の高い情報を得ることができる。このため、例えば、再撮影の失敗等を低減することができるため、診断の精度や効率を向上させることができる。

[0184] なお、複数のライブ動画像は、例えば、XYZ方向のアライメントのための前眼部の動画像、眼底観察光学系のフォーカス調整やOCTフォーカス調整のための眼底の正面動画像であってもよい。また、複数のライブ動画像は、例えば、OCTのコヒーレンスゲート調整（測定光路長と参照光路長との光路長差の調整）のための眼底の断層動画像等であってもよい。このとき、上述した物体認識用の学習済モデルやセグメンテーション用の学習済モデルを用いて検出された領域が所定の条件を満たすように、上述した各種調整が行われるように構成されてもよい。例えば、物体認識用の学習済モデルやセグメンテーション用の学習済モデルを用いて検出された硝子体領域やRPE等の所定の網膜層等に関する値（例えば、コントラスト値あるいは強度値）が閾値を超える（あるいはピーク値になる）ように、OCTフォーカス調整等の各種調整が行われるように構成されてもよい。また、例えば、物体認識用の学習済モデルやセグメンテーション用の学習済モデルを用いて検出された硝子体領域やRPE等の所定の網膜層が深さ方向における所定の位置にな

るように、OCTのコヒーレンスゲート調整が行われるように構成されてもよい。

[0185] これらの場合には、画像処理装置101（あるいは画像処理部101-04）における高画質化部（不図示）は、学習済モデルを用いて、動画像について高画質化処理を行って、高画質な動画像を生成することができる。また、撮影制御部101-03は、高画質な動画像が表示された状態で、セグメンテーション処理等により特定した異なる領域のいずれかが表示領域における所定の位置になるように、参照ミラー221等の撮影範囲を変更する光学部材を駆動制御することができる。このような場合には、撮影制御部101-03は、精度の高い情報に基づいて、所望される領域が表示領域の所定の位置になるように自動的にアライメント処理を行うことができる。なお、撮影範囲を変更する光学部材としては、例えばコヒーレンスゲート位置を調整する光学部材であってよく、具体的には参照ミラー221等であってよい。また、コヒーレンスゲート位置は、測定光路長及び参照光路長の光路長差を変更する光学部材によって調整されることができ、当該光学部材は、例えば、不図示の測定光の光路長を変更するためのミラー等であってもよい。なお、撮影範囲を変更する光学部材は、例えばステージ部100-2であってもよい。

[0186] また、上述した学習済モデルを適用可能な動画像は、ライブ動画像に限らず、例えば、記憶部101-02に記憶（保存）された動画像であってもよい。このとき、例えば、記憶部101-02に記憶（保存）された眼底の断層動画像の少なくとも1つのフレーム毎に位置合わせして得た動画像が表示画面に表示されてもよい。例えば、硝子体領域を好適に観察したい場合には、フレーム上に硝子体領域ができるだけ存在する等の条件を基準とする基準フレームを選択してもよい。このとき、各フレームは、XZ方向の断層画像（Bスキャン像）である。そして、選択された基準フレームに対して他のフレームがXZ方向に位置合わせされた動画像が表示画面に表示されてもよい。このとき、例えば、動画像の少なくとも1つのフレーム毎に高画質化用の

学習済モデルにより順次生成された高画質画像（高画質フレーム）を連続表示させるように構成されてもよい。

[0187] なお、上述したフレーム間の位置合わせの手法としては、X方向の位置合わせの手法とZ方向（深度方向）の位置合わせの手法とは、同じ手法が適用されてもよいし、全て異なる手法が適用されてもよい。また、同一方向の位置合わせは、異なる手法で複数回行われてもよく、例えば、粗い位置合わせを行った後に、精密な位置合わせが行われてもよい。また、位置合わせの手法としては、例えば、断層画像（Bスキャン像）をセグメンテーション処理して得た網膜層境界を用いた（Z方向の粗い）位置合わせ、断層画像を分割して得た複数の領域と基準画像との相関情報（類似度）を用いた（X方向やZ方向の精密な）位置合わせ、断層画像（Bスキャン像）毎に生成した1次元投影像を用いた（X方向の）位置合わせ、二次元正面画像を用いた（X方向の）位置合わせ等がある。また、ピクセル単位で粗く位置合わせが行われてから、サブピクセル単位で精密な位置合わせが行われるように構成されてもよい。

[0188] ここで、各種の調整中では、被検眼の網膜等の撮影対象がまだ上手く撮像できていない可能性がある。このため、学習済モデルに入力される医用画像と学習データとして用いられた医用画像との違いが大きいために、精度良く高画質画像が得られない可能性がある。そこで、断層画像（Bスキャン）の画質評価等の評価値が閾値を超えたら、高画質動画像の表示（高画質フレームの連続表示）を自動的に開始するように構成してもよい。また、断層画像（Bスキャン）の画質評価等の評価値が閾値を超えたら、高画質化ボタンを検者が指定可能な状態（アクティブ状態）に変更するように構成されてもよい。なお、高画質化ボタンは、高画質化処理の実行を指定するためのボタンである。もちろん、高画質化ボタンは、高画質画像の表示を指示するためのボタンであってもよい。

[0189] また、走査パターン等が異なる撮影モード毎に異なる高画質化用の学習済モデルを用意して、選択された撮影モードに対応する高画質化用の学習済モ

デルが選択されるように構成されてもよい。また、異なる撮影モードで得た様々な医用画像を含む学習データを学習して得た1つの高画質化用の学習済モデルが用いられてもよい。

[0190] (変形例5)

上述した様々な実施形態及び変形例においては、学習済モデルが追加学習中である場合、追加学習中の学習済モデル自体を用いて出力（推論・予測）することが難しい可能性がある。このため、追加学習中の学習済モデルに対する医用画像の入力を禁止することがよい。また、追加学習中の学習済モデルと同じ学習済モデルをもう一つ予備の学習済モデルとして用意してもよい。このとき、追加学習中には、予備の学習済モデルに対して医用画像の入力が実行できるようにすることがよい。そして、追加学習が完了した後に、追加学習後の学習済モデルを評価し、問題なければ、予備の学習済モデルから追加学習後の学習済モデルに置き換えればよい。また、問題があれば、予備の学習済モデルが用いられるようにしてもよい。なお、学習済モデルの評価としては、例えば、高画質化用の学習済モデルで得た高画質画像を他の種類の画像と分類するための分類用の学習済モデルが用いられてもよい。分類用の学習済モデルは、例えば、高画質化用の学習済モデルで得た高画質画像と低画質画像とを含む複数の画像を入力データとし、これらの画像の種類がラベル付け（アノテーション）されたデータを正解データとして含む学習データを学習して得た学習済モデルであってもよい。このとき、推定時（予測時）の入力データの画像の種類が、学習時の正解データに含まれる画像の種類毎の確からしさを示す情報（例えば、割合を示す数値）と合わせて表示されてもよい。なお、分類用の学習済モデルの入力データとしては、上記の画像以外にも、複数の低画質画像の重ね合わせ処理（例えば、位置合わせして得た複数の低画質画像の平均化処理）等によって、高コントラスト化やノイズ低減等が行われたような高画質な画像が含まれてもよい。

[0191] また、撮影部位毎に学習して得た学習済モデルを選択的に利用できるようにしてもよい。具体的には、第1の撮影部位（肺、被検眼等）を含む学習デ

ータを用いて得た第１の学習済モデルと、第１の撮影部位とは異なる第２の撮影部位を含む学習データを用いて得た第２の学習済モデルと、を含む複数の学習済モデルのいずれかを選択する選択手段（不図示）を有してもよい。このとき、画像処理部１０１－０４は、選択された学習済モデルに対して追加学習として実行する制御手段（不図示）を有してもよい。制御手段は、操作者からの指示に応じて、選択された学習済モデルに対応する撮影部位と該撮影部位の撮影画像とがペアとなるデータを検索し、検索して得たデータを学習データとする学習を、選択された学習済モデルに対して追加学習として実行することができる。なお、選択された学習済モデルに対応する撮影部位は、データのヘッダの情報から取得したり、検者により手動入力されたりしたものであってよい。また、データの検索は、例えば、病院や研究所等の外部施設のサーバ等からネットワークを介して行われてよい。これにより、学習済モデルに対応する撮影部位の撮影画像を用いて、撮影部位毎に効率的に追加学習することができる。

[0192] なお、選択手段及び制御手段は、画像処理部１０１－０４のＣＰＵやＭＰＵ等のプロセッサによって実行されるソフトウェアモジュールにより構成されてよい。また、選択手段及び制御手段は、ＡＳＩＣ等の特定の機能を果たす回路や独立した装置等によって構成されてもよい。

[0193] また、追加学習用の学習データを、病院や研究所等の外部施設のサーバ等からネットワークを介して取得する際には、改ざんや、追加学習時のシステムトラブル等による信頼性低下を低減したい。そこで、デジタル署名やハッシュ化による一致性の確認を行うことで、追加学習用の学習データの正当性を検出してもよい。これにより、追加学習用の学習データを保護することができる。このとき、デジタル署名やハッシュ化による一致性の確認した結果として、追加学習用の学習データの正当性が検出できなかった場合には、その旨の警告を行い、その学習データによる追加学習を行わない。なお、サーバは、その設置場所を問わず、例えば、クラウドサーバ、フォグサーバ、エッジサーバ等のどのような形態でもよい。

[0194] (変形例6)

上述した様々な実施形態及び変形例において、検者からの指示は、手動による指示（例えば、ユーザーインターフェース等を用いた指示）以外にも、音声等による指示であってもよい。このとき、例えば、機械学習により得た音声認識エンジン（音声認識モデル、音声認識用の学習済モデル）を含む機械学習エンジンが用いられてもよい。また、手動による指示は、キーボードやタッチパネル等を用いた文字入力による指示であってもよい。このとき、例えば、機械学習により得た文字認識エンジン（文字認識モデル、文字認識用の学習済モデル）を含む機械学習エンジンが用いられてもよい。また、検者からの指示は、ジェスチャー等による指示であってもよい。このとき、機械学習により得たジェスチャー認識エンジン（ジェスチャー認識モデル、ジェスチャー認識用の学習済モデル）を含む機械学習エンジンが用いられてもよい。

[0195] また、検者からの指示は、表示部104における表示画面上の検者の視線検出結果等であってもよい。視線検出結果は、例えば、表示部104における表示画面の周辺から撮影して得た検者の動画像を用いた瞳孔検出結果であってもよい。このとき、動画像からの瞳孔検出は、上述したような物体認識エンジンを用いてもよい。また、検者からの指示は、脳波、体を通る微弱な電気信号等による指示であってもよい。

[0196] このような場合、例えば、学習データとしては、上述したような種々の学習済モデルの処理による結果の表示の指示を示す文字データ又は音声データ（波形データ）等を入力データとし、種々の学習済モデルの処理による結果等を実際に表示部104に表示させるための実行命令を正解データとする学習データであってもよい。また、学習データとしては、例えば、高画質化用の学習済モデルで得た高画質画像の表示の指示を示す文字データ又は音声データ等を入力データとし、高画質画像の表示の実行命令及び高画質化ボタンをアクティブ状態に変更するための実行命令を正解データとする学習データであってもよい。もちろん、学習データとしては、例えば、文字データ又は

音声データ等が示す指示内容と実行命令内容とが互に対応するものであれば何でもよい。また、音響モデルや言語モデル等を用いて、音声データから文字データに変換してもよい。また、複数のマイクで得た波形データを用いて、音声データに重畳しているノイズデータを低減する処理を行ってもよい。また、文字又は音声等による指示と、マウス、タッチパネル等による指示とを、検者からの指示に応じて選択可能に構成されてもよい。また、文字又は音声等による指示のオン・オフを、検者からの指示に応じて選択可能に構成されてもよい。

[0197] ここで、機械学習には、上述したような深層学習があり、また、多階層のニューラルネットワークの少なくとも1層には、例えば、再帰型ニューラルネットワーク（RNN: Recurrent Neural Network）を用いることができる。ここで、本変形例に係る機械学習モデルの一例として、時系列情報を扱うニューラルネットワークであるRNNに関して、図9A及び図9Bを参照して説明する。また、RNNの一種であるLong short-term memory（以下、LSTM）に関して、図10A及び図10Bを参照して説明する。

[0198] 図9Aは、機械学習モデルであるRNNの構造を示す。RNN3520は、ネットワークにループ構造を持ち、時刻 t においてデータ x^t_{3510} を入力し、データ h^t_{3530} を出力する。RNN3520はネットワークにループ機能を持つため、現時刻の状態を次の状態に引き継ぐことが可能であるため、時系列情報を扱うことができる。図9Bには時刻 t におけるパラメータベクトルの入出力の一例を示す。データ x^t_{3510} には N 個（ $Params_1 \sim Params_N$ ）のデータが含まれる。また、RNN3520より出力されるデータ h^t_{3530} には入力データに対応する N 個（ $Params_1 \sim Params_N$ ）のデータが含まれる。

[0199] しかし、RNNでは誤差逆伝搬時に長期時間の情報を扱うことができないため、LSTMが用いられることがある。LSTMは、忘却ゲート、入力ゲート、及び出力ゲートを備えることで長期時間の情報を学習することができ

る。ここで、図10AにLSTMの構造を示す。LSTM3540において、ネットワークが次の時刻 t に引き継ぐ情報は、セルと呼ばれるネットワークの内部状態 c^{t-1} と出力データ h^{t-1} である。なお、図の小文字(c 、 h 、 x)はベクトルを表している。

[0200] 次に、図10BにLSTM3540の詳細を示す。図10Bにおいて、FGは忘却ゲートネットワーク、IGは入力ゲートネットワーク、OGは出力ゲートネットワークを示し、それぞれはシグモイド層である。そのため、各要素が0から1の値となるベクトルを出力する。忘却ゲートネットワークFGは過去の情報をどれだけ保持するかを決め、入力ゲートネットワークIGはどの値を更新するかを判定するものである。CUは、セル更新候補ネットワークであり、活性化関数 $\tanh$ 層である。これは、セルに加えられる新たな候補値のベクトルを作成する。出力ゲートネットワークOGは、セル候補の要素を選択し次の時刻にどの程度の情報を伝えるか選択する。

[0201] なお、上述したLSTMのモデルは基本形であるため、ここで示したネットワークに限らない。例えば、ネットワーク間の結合を変更してもよい。また、LSTMではなく、QRNN(Quasi Recurrent Neural Network)を用いてもよい。さらに、機械学習モデルは、ニューラルネットワークに限定されるものではなく、ブースティングやサポートベクターマシン等が用いられてもよい。また、検者からの指示が文字又は音声等による入力の場合には、自然言語処理に関する技術(例えば、Sequence to Sequence)が適用されてもよい。また、検者に対して文字又は音声等による出力で応答する対話エンジン(対話モデル、対話用の学習済モデル)が適用されてもよい。

[0202] (変形例7)

上述した様々な実施形態及び変形例において、高画質画像等は、検者からの指示に応じて記憶部101-02に保存されてもよい。このとき、高画質画像等を保存するための検者からの指示の後、ファイル名の登録の際に、推奨のファイル名として、ファイル名のいずれかの箇所(例えば、最初の箇所

、最後の箇所）に、高画質化用の学習済モデルを用いた処理（高画質化処理）により生成された画像であることを示す情報（例えば、文字）を含むファイル名が、検者からの指示に応じて編集可能な状態で表示されてもよい。

[0203] また、レポート画面等の種々の表示画面において、表示部104に高画質画像を表示させる際に、表示されている画像が高画質化用の学習済モデルを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示が、高画質画像とともに表示されてもよい。この場合には、検者は、当該表示によって、表示された高画質画像が撮影によって取得した画像そのものではないことが容易に識別できるため、誤診断を低減させたり、診断効率を向上させたりすることができる。なお、高画質化用の学習済モデルを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示は、入力画像と当該処理により生成された高画質画像とを識別可能な表示であればどのような態様のものでもよい。また、高画質化用の学習済モデルを用いた処理だけでなく、上述したような種々の学習済モデルを用いた処理についても、その種類の学習済モデルを用いた処理により生成された結果であることを示す表示が、その結果とともに表示されてもよい。

[0204] このとき、レポート画面等の表示画面は、検者からの指示に応じて、画像データとして記憶部101-02に保存されてもよい。例えば、高画質化画像等と、これらの画像が高画質化用の学習済モデルを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示とが並んだ1つの画像としてレポート画面が記憶部101-02に保存されてもよい。

[0205] また、高画質化用の学習済モデルを用いた処理により生成された高画質画像であることを示す表示について、高画質化用の学習済モデルがどのような学習データによって学習を行ったものであるかを示す表示が表示部104に表示されてもよい。当該表示としては、学習データの入力データと正解データの種類の説明や、入力データと正解データに含まれる撮影部位等の正解データに関する任意の表示を含んでよい。なお、高画質化用の学習済モデルを用いた処理だけでなく、上述したような種々の学習済モデルを用いた処理に

ついても、その種類の学習済モデルがどのような学習データによって学習を行ったものであるかを示す表示が表示部 104 に表示されてもよい。

[0206] また、高画質化用の学習済モデルを用いた処理により生成された画像であることを示す情報（例えば、文字）を、高画質画像等に重畳した状態で表示又は保存されるように構成されてもよい。このとき、画像上に重畳する箇所は、撮影対象となる注目部位等が表示されている領域には重ならない領域（例えば、画像の端）であればどこでもよい。また、重ならない領域を判定し、判定された領域に重畳させてもよい。

[0207] また、レポート画面の初期表示画面として、高画質化ボタンがアクティブ状態（高画質化処理がオン）となるようにデフォルト設定されている場合には、検者からの指示に応じて、高画質画像等を含むレポート画面に対応するレポート画像が外部記憶部 102 等のサーバに送信されるように構成されてもよい。また、高画質化ボタンがアクティブ状態となるようにデフォルト設定されている場合には、検査終了時（例えば、検者からの指示に応じて、撮影確認画面やプレビュー画面からレポート画面に変更された場合）に、高画質画像等を含むレポート画面に対応するレポート画像がサーバに（自動的に）送信されるように構成されてもよい。このとき、デフォルト設定における各種設定（例えば、レポート画面の初期表示画面における E n - F a c e 画像の生成のための深度範囲、解析マップの重畳の有無、高画質画像か否か、経過観察用の表示画面か否か等の少なくとも 1 つに関する設定）に基づいて生成されたレポート画像がサーバに送信されるように構成されてもよい。

[0208] （変形例 8）

上述した様々な実施形態及び変形例において、上述したような種々の学習済モデルのうち、第 1 の種類の学習済モデルで得た画像（例えば、高画質画像、解析マップ等の解析結果を示す画像、物体認識結果を示す画像、セグメンテーション結果を示す画像）を、第 1 の種類とは異なる第 2 の種類の学習済モデルに入力してもよい。このとき、第 2 の種類の学習済モデルの処理による結果（例えば、解析結果、診断結果、物体認識結果、セグメンテーショ

ン結果）が生成されるように構成されてもよい。

[0209] また、上述したような種々の学習済モデルのうち、第１の種類学習済モデルの処理による結果（例えば、解析結果、診断結果、物体認識結果、セグメンテーション結果）を用いて、第１の種類学習済モデルに入力した画像から、第１の種類とは異なる第２の種類学習済モデルに入力する画像を生成してもよい。このとき、生成された画像は、第２の種類学習済モデルにより処理する画像として適した画像である可能性が高い。このため、生成された画像を第２の種類学習済モデルに入力して得た画像（例えば、高画質画像、解析マップ等の解析結果を示す画像、物体認識結果を示す画像、セグメンテーション結果を示す画像）の精度を向上することができる。

[0210] また、上述したような種々の学習済モデルは、被検体の二次元の医用画像を含む学習データを学習して得た学習済モデルであってもよいし、また、被検体の三次元の医用画像を含む学習データを学習して得た学習済モデルであってもよい。

[0211] また、上述したような学習済モデルの処理による解析結果や診断結果等を検索キーとして、サーバ等に格納された外部のデータベースを利用した類似症例画像検索を行ってもよい。なお、データベースにおいて保存されている複数の画像が、既に機械学習等によって該複数の画像それぞれの特徴量を付帯情報として付帯された状態で管理されている場合等には、画像自体を検索キーとする類似症例画像検索エンジン（類似症例画像検索モデル、類似症例画像検索用の学習済モデル）が用いられてもよい。例えば、画像処理部１０１－０４は、（高画質化用の学習済モデルとは異なる）類似症例画像検索用の学習済モデルを用いて、ブレンド処理される複数の医用画像のうち少なくとも一つの医用画像から、該少なくとも一つの医用画像に関連する類似症例画像の検索を行うことができる。また、例えば、表示制御部１０１－０５は、上記少なくとも一つの医用画像から類似症例画像検索用の学習済モデルを用いて得た類似症例画像を表示部１０４に表示させることができる。

[0212] （変形例９）

上述した様々な実施形態及び変形例におけるモーションコントラストデータの生成処理は、断層画像の輝度値に基づいて行われる構成に限られない。上記各種処理は、断層画像撮影装置100で取得された干渉信号、干渉信号にフーリエ変換を施した信号、該信号に任意の処理を施した信号、及びこれらに基づく断層画像等を含む断層データに対して適用されてよい。これらの場合も、上記構成と同様の効果を奏することができる。例えば、分割手段として光カプラーを使用したファイバー光学系を用いているが、コリメータとビームスプリッタを使用した空間光学系を用いてもよい。また、断層画像撮影装置100の構成は、上記の構成に限られず、断層画像撮影装置100に含まれる構成の一部を断層画像撮影装置100と別体の構成としてもよい。また、上記の構成では、断層画像撮影装置100の干渉光学系としてマイケルソン型干渉計の構成が用いられているが、干渉光学系の構成はこれに限られない。例えば、断層画像撮影装置100の干渉光学系は、マッハツェンダー干渉計の構成を有していてもよい。また、OCT装置として、SLDを光源として用いたスペクトラルドメインOCT（SD-OCT）装置について述べられているが、OCT装置の構成はこれに限られない。例えば、出射光の波長を掃引することができる波長掃引光源を用いた波長掃引型OCT（SS-OCT）装置等の他の任意の種類のOCT装置にも本発明を適用することができる。また、ライン光を用いたLine-OCT装置（あるいはSS-Line-OCT装置）に対して本発明を適用することもできる。また、エリア光を用いたFull Field-OCT装置（あるいはSS-Full Field-OCT装置）にも本発明を適用することもできる。また、画像処理部101-04は、断層画像撮影装置100で取得された干渉信号や画像処理部101-04で生成された三次元断層画像等を取得しているが、画像処理部101-04がこれらの信号や画像を取得する構成はこれに限られない。例えば、画像処理部101-04は、LAN、WAN、又はインターネット等を介して接続されるサーバや撮影装置からこれらの信号を取得してもよい。

[0213] なお、学習済モデルは、画像処理部101-04に設けられることができる。学習済モデルは、例えば、CPU等のプロセッサによって実行されるソフトウェアモジュール等で構成されることができる。また、学習済モデルは、画像処理部101-04と接続される別のサーバ等に設けられてもよい。この場合には、画像処理部101-04は、インターネット等の任意のネットワークを介して学習済モデルを備えるサーバに接続することで、学習済モデルを用いて高画質化処理を行うことができる。

[0214] また、モーションコントラストデータを生成するプロセスの中で、適宜、高画質化エンジンを適用することができる。例えば、断層画像用に準備した高画質化エンジンを用い、脱相関値を求める前の断層画像をあらかじめ高画質化しておいてもよい。さらに、NORが3以上の場合には、少なくとも2つのモーションコントラストデータが生成可能であり、複数のモーションコントラストデータを平均化するなどによって高画質化することも可能である。このとき、平均化処理前の夫々のモーションコントラストデータをあらかじめ高画質化エンジンによって高画質化しておいてもよい。あるいは、平均化した後のモーションコントラストデータに対して高画質化エンジンを適用してもよい。さらに、モーションコントラストデータをボリュームデータ（三次元モーションコントラストデータ）とすることで、周知の3D-UNETなどであらかじめ構成された3次元データ用の高画質化エンジンによって、ボリュームデータを高画質化してもよい。加えて、NORが3以上の場合には、少なくとも2つの三次元モーションコントラストデータを生成することもでき、それらを平均化するなどで最終的なボリュームデータとしてもよい。このとき、平均化する前のボリュームデータと平均化処理後のボリュームデータとの少なくとも一つに高画質化エンジンを適用してもよい。さらに、複数のボリュームデータからそれぞれOCTA正面画像を生成した後に、OCTA正面画像を平均化処理することも可能である。同様に、平均化する前のOCTA正面画像と平均化処理後のOCTA正面画像の少なくとも一つに対して、高画質化エンジンを適用可能である。このように、モーションコ

ントラストデータからOCTA正面画像を生成する際に、特にNORが3以上においては、種々の変形が可能であり、高画質化エンジンは2次元データ、3次元データを問わず、どのようなデータに対して適用されてもよい。

[0215] (変形例10)

上述した様々な実施形態及び変形例による画像処理装置101又は画像処理方法によって処理される画像は、任意のモダリティ（撮影装置、撮影方法）を用いて取得された医用画像を含む。処理される医用画像は、任意の撮影装置等で取得された医用画像や、上記実施形態及び変形例による画像処理装置101又は画像処理方法によって作成された画像を含むことができる。

[0216] さらに、処理される医用画像は、被検者（被検体）の所定部位の画像であり、所定部位の画像は被検者の所定部位の少なくとも一部を含む。また、当該医用画像は、被検者の他の部位を含んでもよい。また、医用画像は、静止画像又は動画像であってよく、白黒画像又はカラー画像であってもよい。さらに医用画像は、所定部位の構造（形態）を表す画像でもよいし、その機能を表す画像でもよい。機能を表す画像は、例えば、OCTA画像、ドップラーOCT画像、fMRI画像、及び超音波ドップラー画像等の血流動態（血流量、血流速度等）を表す画像を含む。なお、被検者の所定部位は、撮影対象に応じて決定されてよく、人眼（被検眼）、脳、肺、腸、心臓、すい臓、腎臓、及び肝臓等の臓器、頭部、胸部、脚部、並びに腕部等の任意の部位を含む。

[0217] また、医用画像は、被検者の断層画像であってもよいし、正面画像であってもよい。正面画像は、例えば、眼底正面画像や、前眼部の正面画像、蛍光撮影された眼底画像、OCTで取得したデータ（三次元のOCTデータ）について撮影対象の深さ方向における少なくとも一部の範囲のデータを用いて生成したEn-Face画像を含む。En-Face画像は、三次元のOCTAデータ（三次元のモーションコントラストデータ）について撮影対象の深さ方向における少なくとも一部の範囲のデータを用いて生成したOCTAのEn-Face画像（モーションコントラスト正面画像）でもよい。また

、三次元のOCTデータや三次元のモーションコントラストデータは、三次元の医用画像データの一例である。

[0218] ここで、モーションコントラストデータとは、被検眼の同一領域（同一位置）において測定光が複数回走査されるように制御して得た複数のボリュームデータ間での変化を示すデータである。このとき、ボリュームデータは、異なる位置で得た複数の断層画像により構成される。そして、異なる位置それぞれにおいて、略同一位置で得た複数の断層画像の間での変化を示すデータを得ることで、モーションコントラストデータをボリュームデータとして得ることができる。なお、モーションコントラスト正面画像は、血流の動きを測定するOCTアンギオグラフィ（OCTA）に関するOCTA正面画像（OCTAのE n - F a c e 画像）とも呼ばれ、モーションコントラストデータはOCTAデータとも呼ばれる。モーションコントラストデータは、例えば、2枚の断層画像又はこれに対応する干渉信号間の脱相関値、分散値、又は最大値を最小値で割った値（最大値／最小値）として求めることができ、公知の任意の方法により求められてよい。このとき、2枚の断層画像は、例えば、被検眼の同一領域（同一位置）において測定光が複数回走査されるように制御して得ることができる。

[0219] また、E n - F a c e 画像は、例えば、2つの層境界の間の範囲のデータをXY方向に投影して生成した正面画像である。このとき、正面画像は、光干渉を用いて得たボリュームデータ（三次元の断層画像）の少なくとも一部の深度範囲であって、2つの基準面に基づいて定められた深度範囲に対応するデータを二次元平面に投影又は積算して生成される。E n - F a c e 画像は、ボリュームデータのうちの、検出された網膜層に基づいて決定された深度範囲に対応するデータを二次元平面に投影して生成された正面画像である。なお、2つの基準面に基づいて定められた深度範囲に対応するデータを二次元平面に投影する手法としては、例えば、当該深度範囲内のデータの代表値を二次元平面上の画素値とする手法を用いることができる。ここで、代表値は、2つの基準面に囲まれた領域の深さ方向の範囲内における画素値の平

均値、中央値又は最大値などの値を含むことができる。また、E n - F a c e 画像に係る深度範囲は、例えば、検出された網膜層に関する2つの層境界の一方を基準として、より深い方向又はより浅い方向に所定の画素数分だけ含んだ範囲であってもよい。また、E n - F a c e 画像に係る深度範囲は、例えば、検出された網膜層に関する2つの層境界の間の範囲から、操作者の指示に応じて変更された（オフセットされた）範囲であってもよい。

[0220] また、撮影装置とは、診断に用いられる画像を撮影するための装置である。撮影装置は、例えば、被検者の所定部位に光、X線等の放射線、電磁波、又は超音波等を照射することにより所定部位の画像を得る装置や、被写体から放出される放射線を検出することにより所定部位の画像を得る装置を含む。より具体的には、上述した様々な実施形態及び変形例に係る撮影装置は、少なくとも、X線撮影装置、C T 装置、M R I 装置、P E T 装置、S P E C T 装置、S L O 装置、O C T 装置、O C T A 装置、眼底カメラ、及び内視鏡等を含む。

[0221] なお、O C T 装置としては、タイムドメインO C T (T D - O C T) 装置やフーリエドメインO C T (F D - O C T) 装置を含んでよい。また、フーリエドメインO C T 装置はスペクトラルドメインO C T (S D - O C T) 装置や波長掃引型O C T (S S - O C T) 装置を含んでよい。また、S L O 装置やO C T 装置として、波面補償光学系を用いた波面補償S L O (A O - S L O) 装置や波面補償O C T (A O - O C T) 装置等を含んでよい。また、S L O 装置やO C T 装置として、偏光位相差や偏光解消に関する情報を可視化するための偏光S L O (P S - S L O) 装置や偏光O C T (P S - O C T) 装置等を含んでよい。

[0222] [その他の実施形態]

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した様々な実施形態及び変形例の1以上の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはC P U や

M P U等) がプログラムを読み出して実行する処理である。

[0223] また、本発明は、上述した様々な実施形態及び変形例の1以上の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。コンピュータは、1つ又は複数のプロセッサ若しくは回路を有し、コンピュータ実行可能命令を読み出し実行するために、分離した複数のコンピュータ又は分離した複数のプロセッサ若しくは回路のネットワークを含みうる。

[0224] このとき、プロセッサ又は回路は、中央演算処理装置(C P U)、マイクロプロセッシングユニット(M P U)、グラフィクスプロセッシングユニット(G P U)、特定用途向け集積回路(A S I C)、又はフィールドプログラマブルゲートウェイ(F P G A)を含みうる。また、プロセッサ又は回路は、デジタルシグナルプロセッサ(D S P)、データフロープロセッサ(D F P)、又はニューラルプロセッシングユニット(N P U)を含みうる。

[0225] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために以下の請求項を添付する。

[0226] 本願は、2019年3月11日提出の日本国特許出願特願2019-044263と特願2019-044265と2019年3月29日提出の日本国特許出願特願2019-068895と2019年10月3日提出の日本国特許出願特願2019-183351を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てをここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 光干渉断層計によって取得した被検体における互に対応する領域のOCT画像とOCTA画像との少なくともいずれか一方に対して処理を行うための画像処理装置であって、前記OCT画像及び前記OCTA画像を用いて所定の透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を生成するブレンド処理手段と、
前記生成されたブレンド画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
前記所定の透過率を設定する透過率設定手段と、
前記処理を行う対象として前記OCT画像と前記OCTA画像との少なくともいずれか一方を指定する指定手段と、
前記指定された対象画像に対して行う解析または処理のいずれかを選択する選択手段と、
前記表示されたブレンド画像に関心領域を設定する設定手段と、
前記指定された対象画像における前記設定された関心領域に対して、前記選択された処理を実行する実行手段と、
を備える画像処理装置。
- [請求項2] 前記OCT画像とOCTA画像との少なくともいずれか一方の画像は、画素ごとに2つ以上の分類を示す属性を有し、
前記ブレンド処理手段は、前記属性と前記所定の透過率に基づいてブレンド画像を生成する請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記属性を有する画像は、該画像の画素値に基づいて分類される属性を有する請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記属性は、前記画素値が閾値を超えるか否かに基づいて設定される請求項3に記載の画像処理装置。
- [請求項5] 前記属性を有する画像は、該画像のあらかじめ設定された部分領域に対応して設定された属性を有する請求項2乃至4のいずれか1項に記載の画像処理装置。

- [請求項6] 前記設定手段は、前記部分領域を設定する請求項5に記載の画像処理装置。
- [請求項7] 前記属性を有する画像がOCTA画像である場合、前記属性は、画素が血管であるという確からしさに基づく属性である請求項2乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項8] 前記ブレンド処理手段は、前記属性が所定の分類を示す属性である場合、前記属性を有する画像の前記画素に対応する前記透過率を0または1に固定する請求項2乃至7のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項9] 光干渉断層計によって取得した被検体における互いに対応する領域のOCT画像及びOCTA画像を用いて、操作者の指示に応じて変更可能な透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を、表示手段に表示させる表示制御手段と、
前記表示されたブレンド画像に関心領域を設定する設定手段と、
前記OCT画像と前記OCTA画像とのうち少なくとも一つの画像における前記設定された関心領域に対して処理を実行する実行手段と、
を備える画像処理装置。
- [請求項10] 前記表示制御手段は、前記設定された関心領域に対する解析処理の結果を前記表示手段に表示させる請求項1乃至9のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項11] 医用画像を入力データとし、前記ブレンド処理に用いられる透過率を正解データとする学習データにより学習して得た学習済モデルを用いて、前記OCT画像と前記OCTA画像とのうち少なくとも一つの画像から、新たな透過率が設定されるように構成される請求項1乃至10のいずれか1項に記載の画像処理装置。
- [請求項12] 前記学習済モデルは、検者からの指示に応じて設定された透過率を正解データとする学習データにより追加学習して得た学習済モデルで

ある請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

[請求項13] 前記学習済モデルは、検者からの指示に応じて前記新たな透過率から変更された透過率を正解データとする学習データにより追加学習して得た学習済モデルである請求項 1 1 または 1 2 に記載の画像処理装置。

[請求項14] 前記ブレンド処理は、前記 O C T 画像と前記 O C T A 画像との互いに対応する位置の画素値を加重平均処理することにより実行される請求項 1 乃至 1 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項15] 被検体における互いに対応する領域の第 1 の医用画像と前記第 1 の医用画像とは異なる種類の第 2 の医用画像とを用いて、操作者の指示に応じて変更可能な透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を、表示手段に表示させる表示制御手段と、

前記表示されたブレンド画像に関心領域を設定する設定手段と、

前記第 1 の医用画像と前記第 2 の医用画像とのうち少なくとも一つの画像における前記設定された関心領域に対して処理を実行する実行手段と、

を備える画像処理装置。

[請求項16] 前記表示制御手段は、被検体の医用画像を学習して得た高画質化用の学習済モデルを用いて、前記ブレンド処理される複数の医用画像のうち少なくとも一つの医用画像から得た該少なくとも一つの医用画像よりも高画質な医用画像を、前記表示手段に表示させる請求項 1 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項17] 前記表示制御手段は、前記高画質化用の学習済モデルとは異なる学習済モデルを用いて、前記少なくとも一つの医用画像から得た画像解析結果を、前記表示手段に表示させる請求項 1 6 に記載の画像処理装置。

[請求項18] 前記表示制御手段は、前記高画質化用の学習済モデルとは異なる学習済モデルを用いて、前記少なくとも一つの医用画像から得た診断結

果を、前記表示手段に表示させる請求項 16 または 17 に記載の画像処理装置。

[請求項19] 前記表示制御手段は、敵対的生成ネットワーク又はオートエンコーダを用いて前記少なくとも一つの医用画像から得た医用画像と、前記少なくとも一つの医用画像との差に関する情報を、異常部位に関する情報として前記表示手段に表示させる請求項 16 乃至 18 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項20] 前記表示制御手段は、前記高画質化用の学習済モデルとは異なる学習済モデルを用いて、前記少なくとも一つの医用画像から得た類似症例画像を、前記表示手段に表示させる請求項 16 乃至 19 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項21] 前記表示制御手段は、前記高画質化用の学習済モデルとは異なる学習済モデルを用いて、前記少なくとも一つの医用画像から得た物体検出結果またはセグメンテーション結果を、前記表示手段に表示させる請求項 16 乃至 20 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項22] 前記表示制御手段は、前記複数の医用画像を学習済モデルに入力して得た画像、情報、又は結果を、前記表示手段に表示させる請求項 16 乃至 21 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項23] 前記透過率の変更に関する操作者の指示は、文字認識用の学習済モデルと音声認識用の学習済モデルとジェスチャー認識用の学習済モデルのうち少なくとも一つの学習済モデルを用いて得た情報である請求項 1 乃至 22 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

[請求項24] 光干渉断層計によって取得した被検体における互いに対応する領域の OCT 画像及び OCT A 画像を用いて、操作者の指示に応じて変更可能な透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を、表示手段に表示させる工程と、

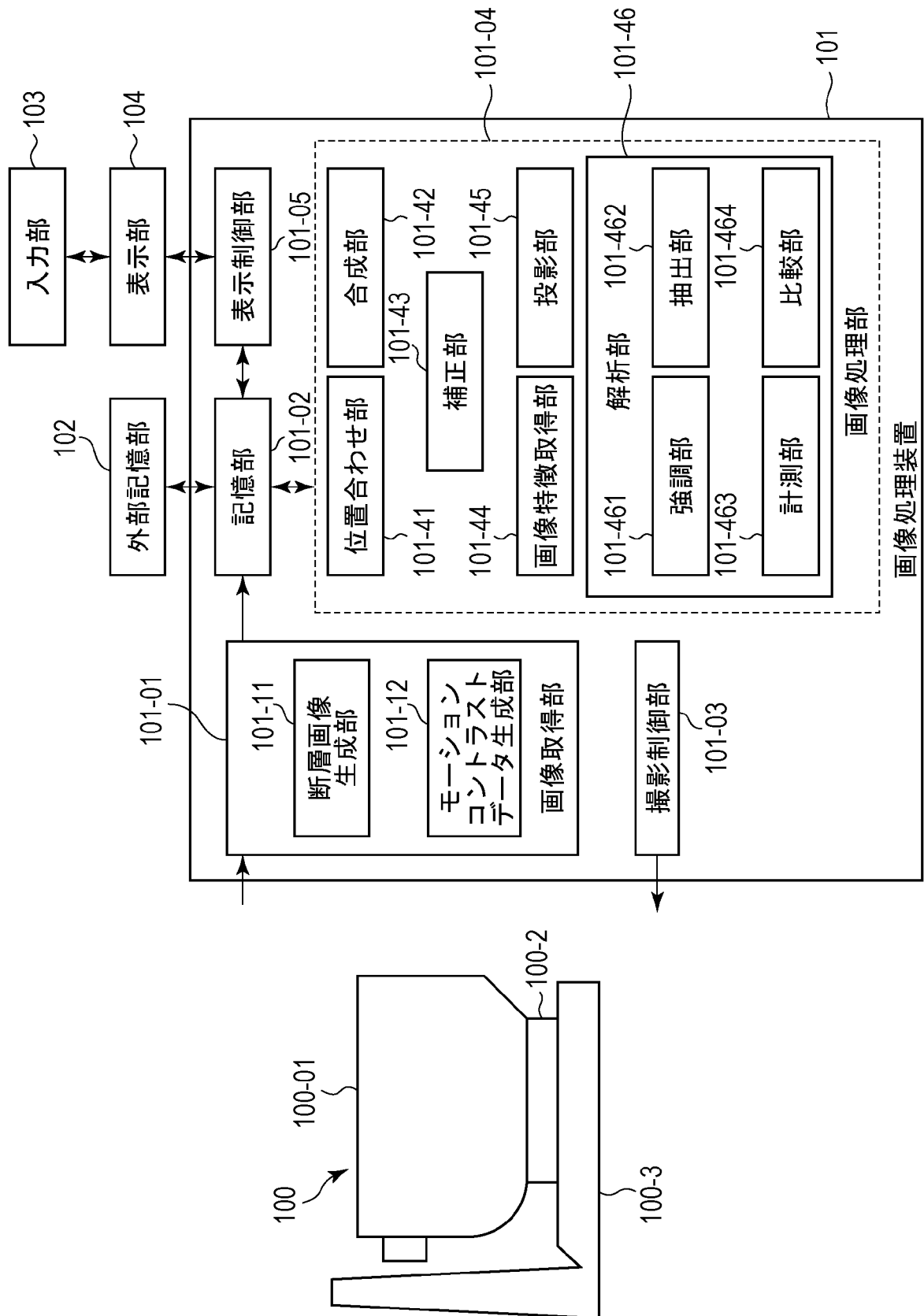
前記表示されたブレンド画像に関心領域を設定する工程と、

前記 OCT 画像と前記 OCT A 画像とのうち少なくとも一つの画像

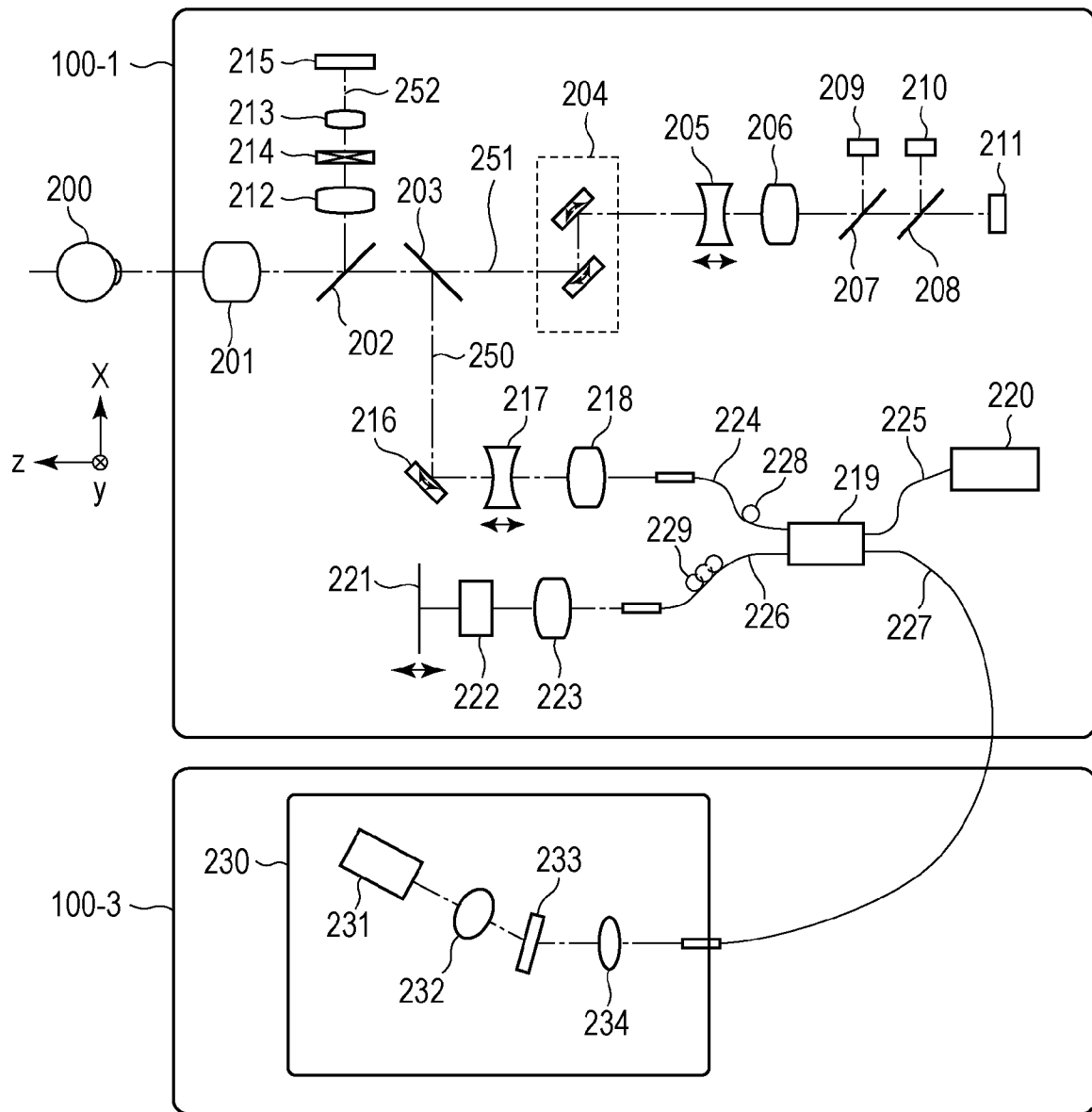
における前記設定された関心領域に対して処理を実行する工程と、
を含む画像処理方法。

- [請求項25] 被検体における互いに対応する領域の第1の医用画像と前記第1の医用画像とは異なる種類の第2の医用画像とを用いて、操作者の指示に応じて変更可能な透過率によりブレンド処理して得たブレンド画像を、表示手段に表示させる工程と、
前記表示されたブレンド画像に関心領域を設定する工程と、
前記第1の医用画像と前記第2の医用画像とのうち少なくとも一つの画像における前記設定された関心領域に対して処理を実行する工程と、
を含む画像処理方法。
- [請求項26] 請求項24または25に記載の画像処理方法の各工程をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

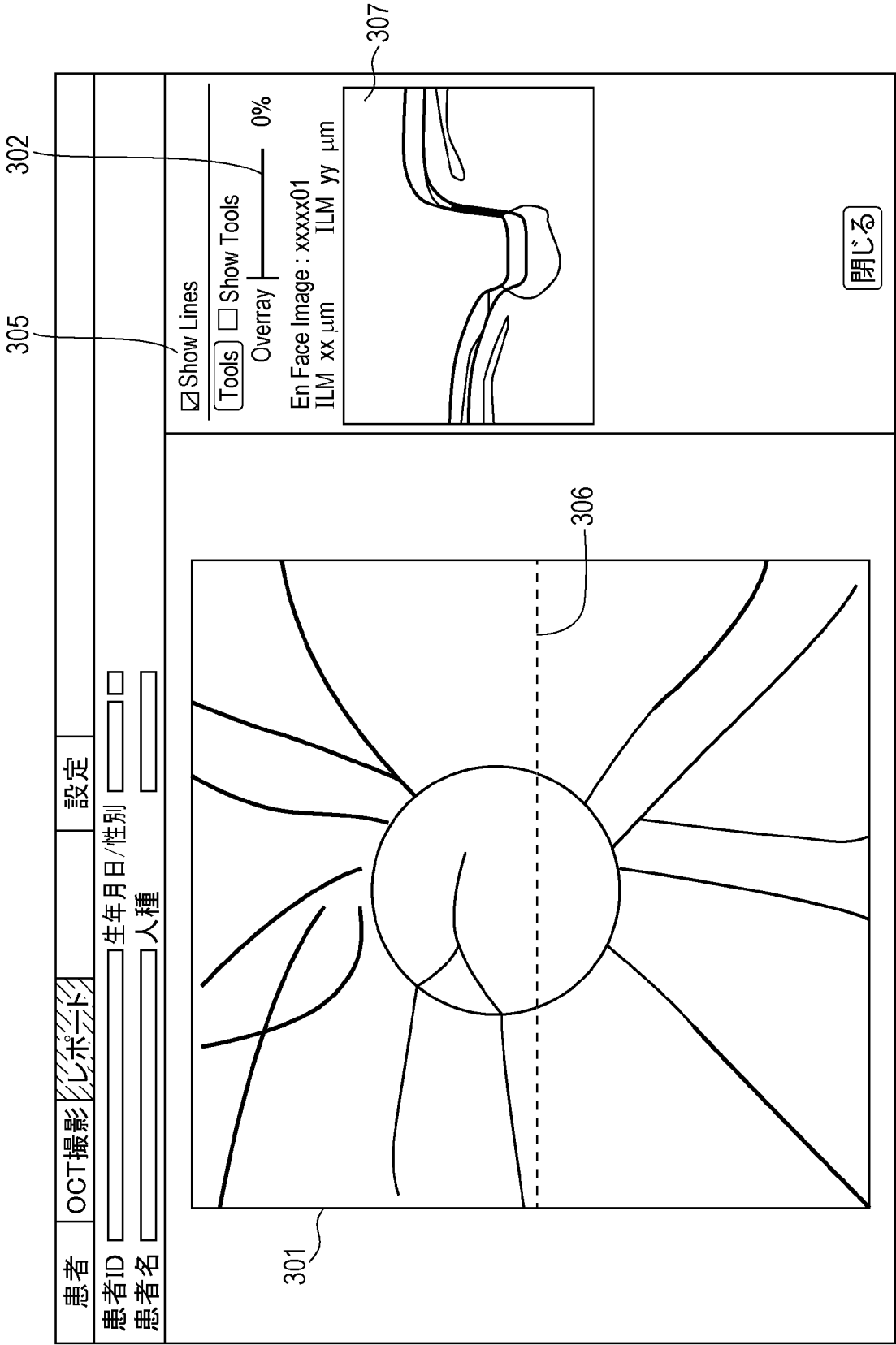
[図1]



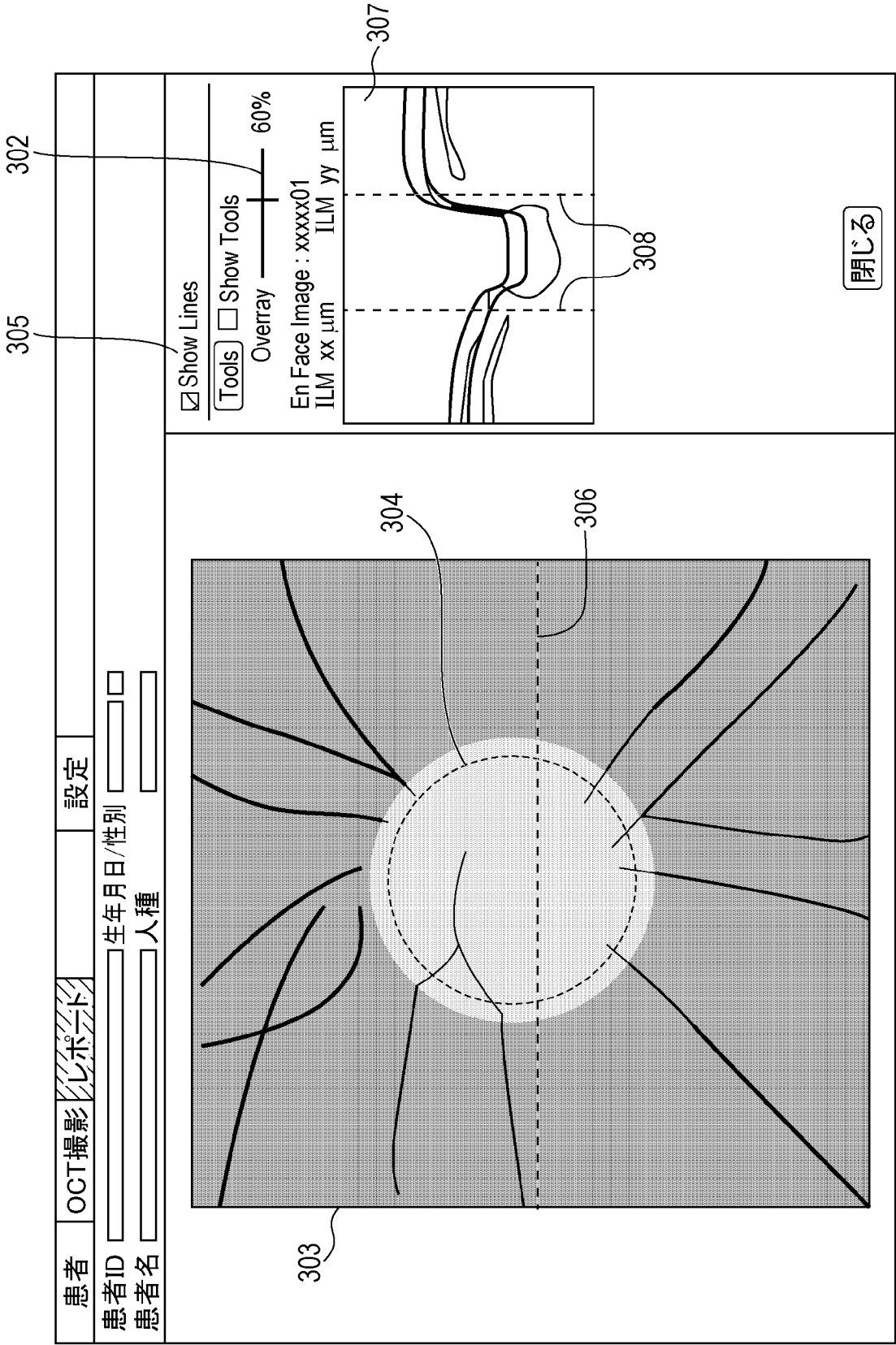
[図2]



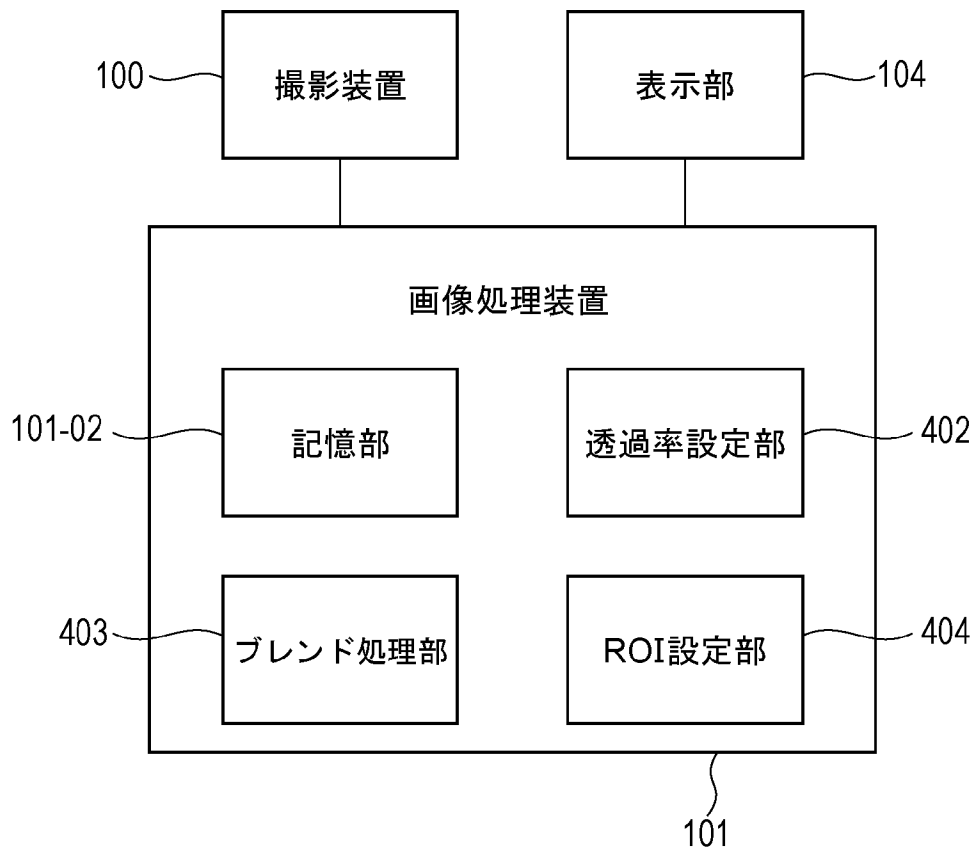
[図3A]



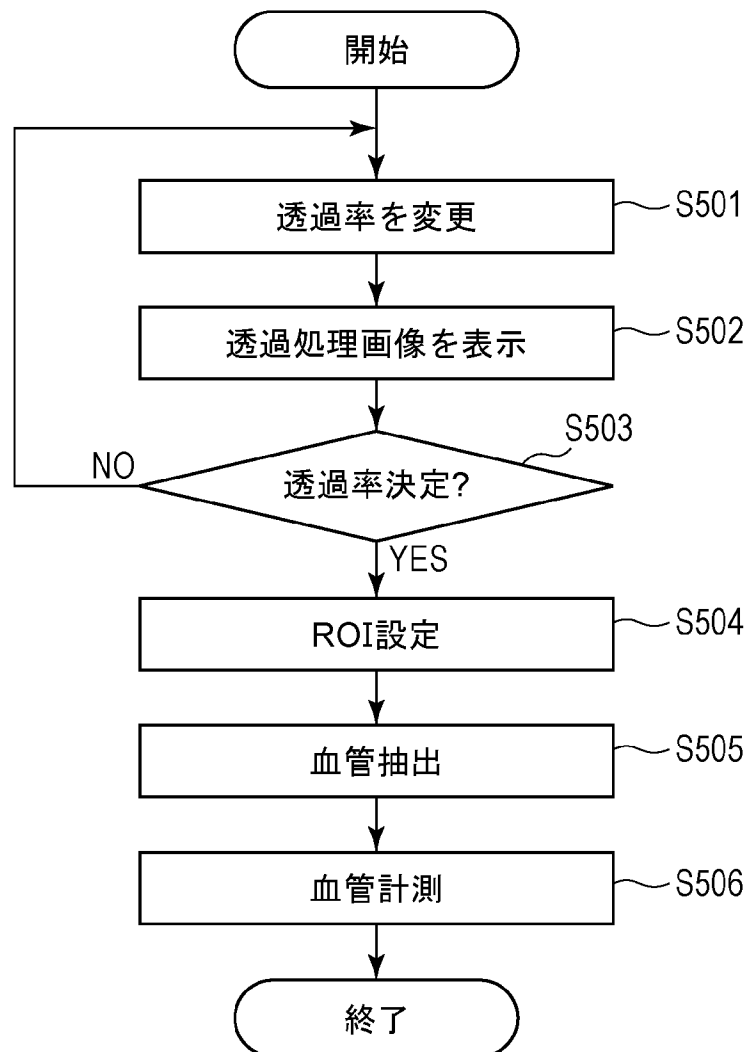
[図3B]



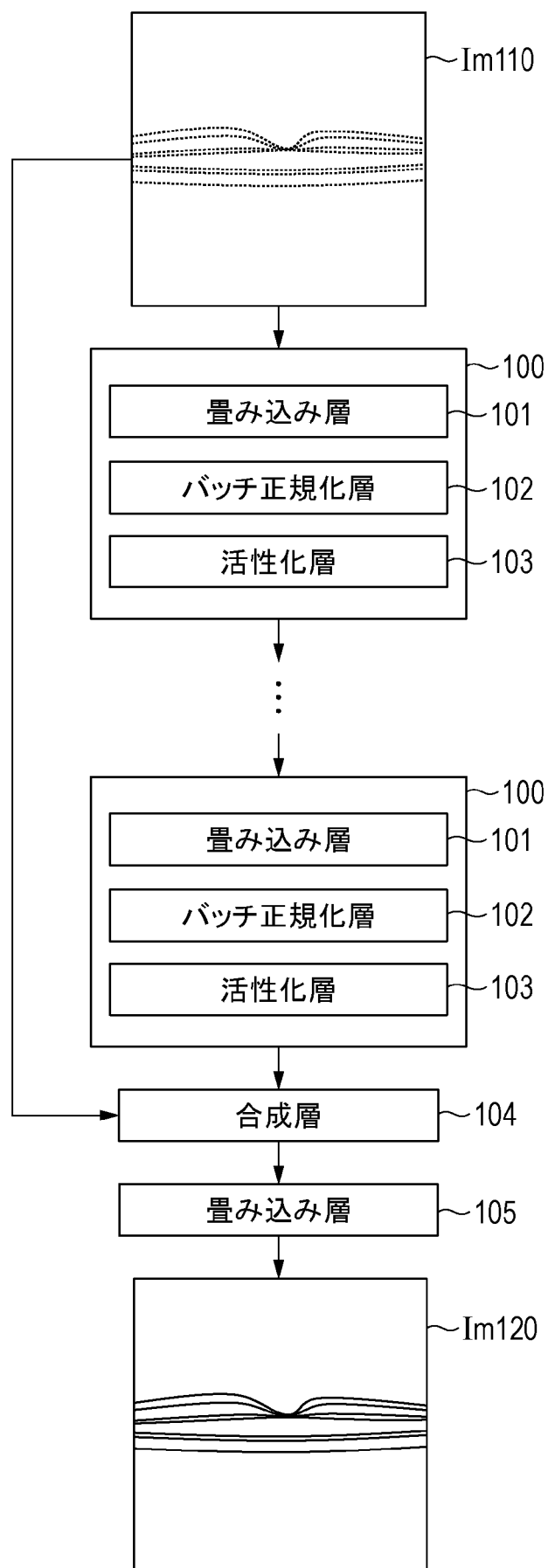
[図4]



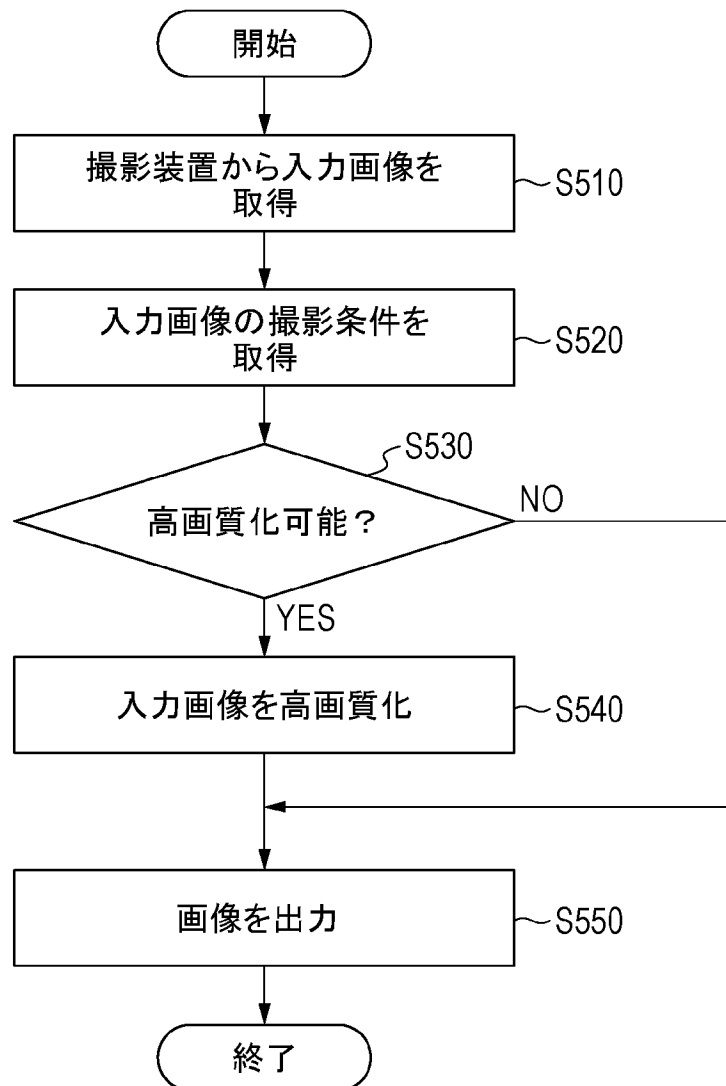
[図5]



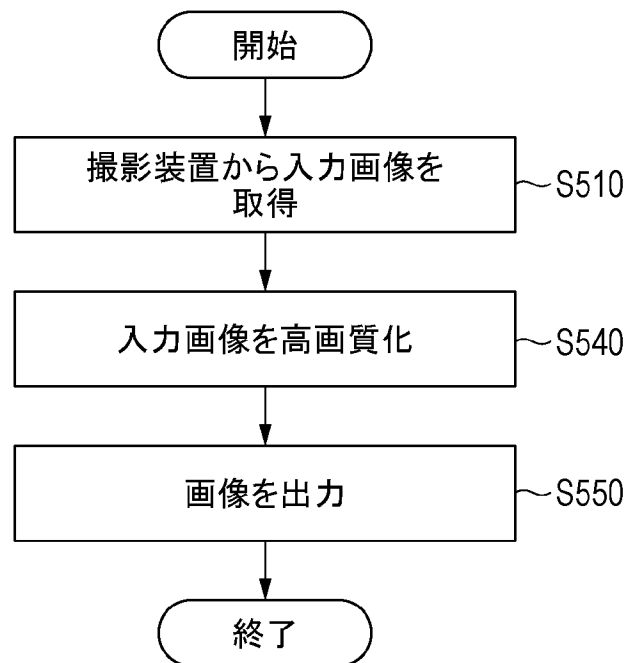
[図6]



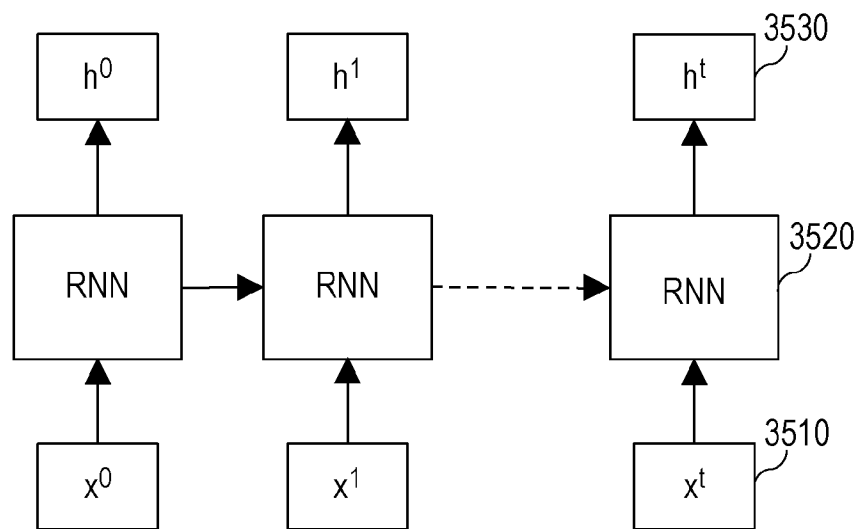
[図7]



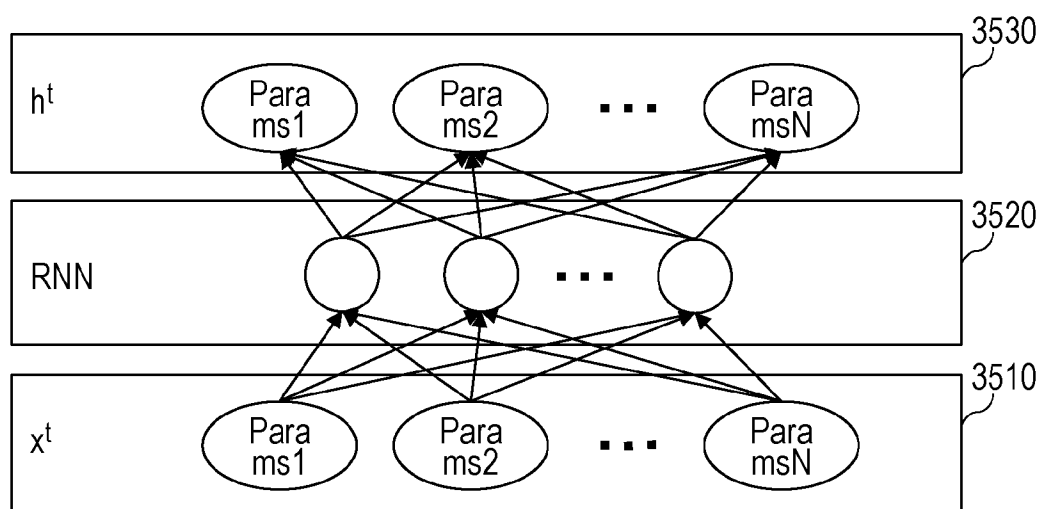
[図8]



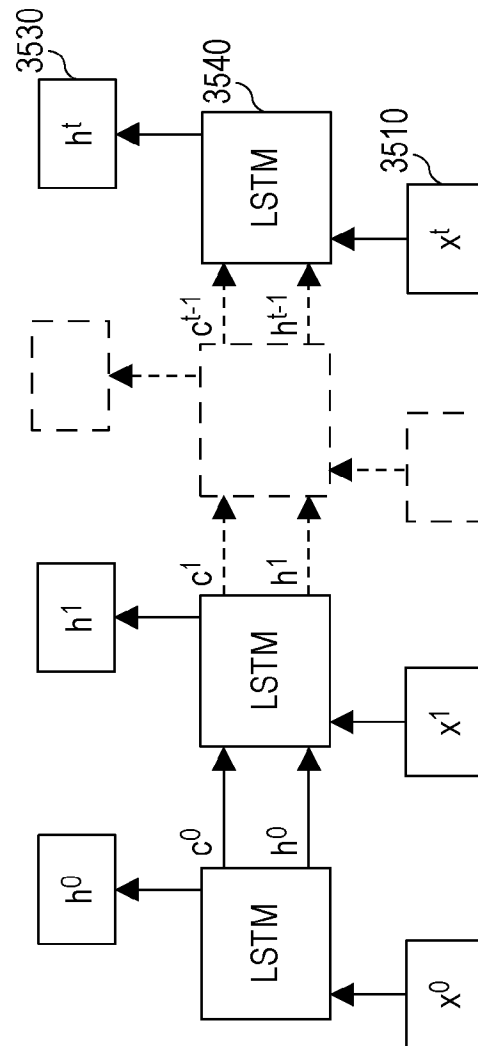
[図9A]



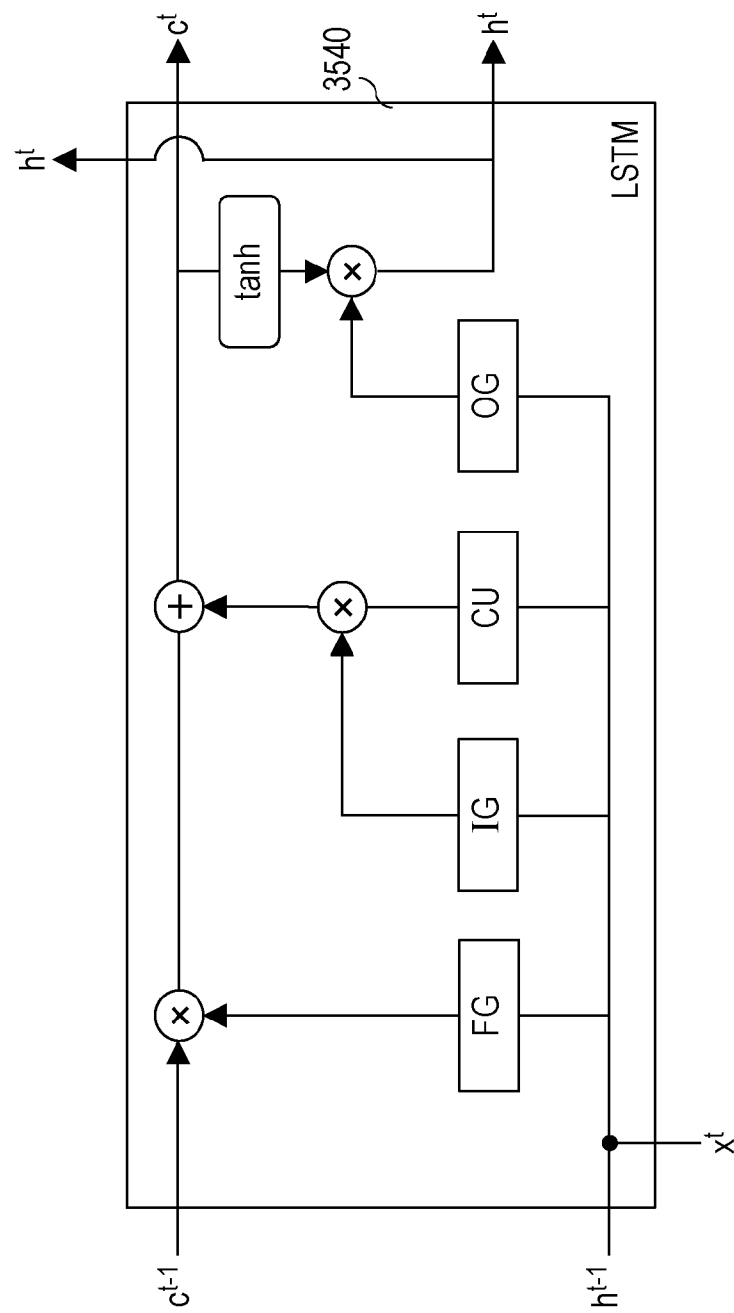
[図9B]



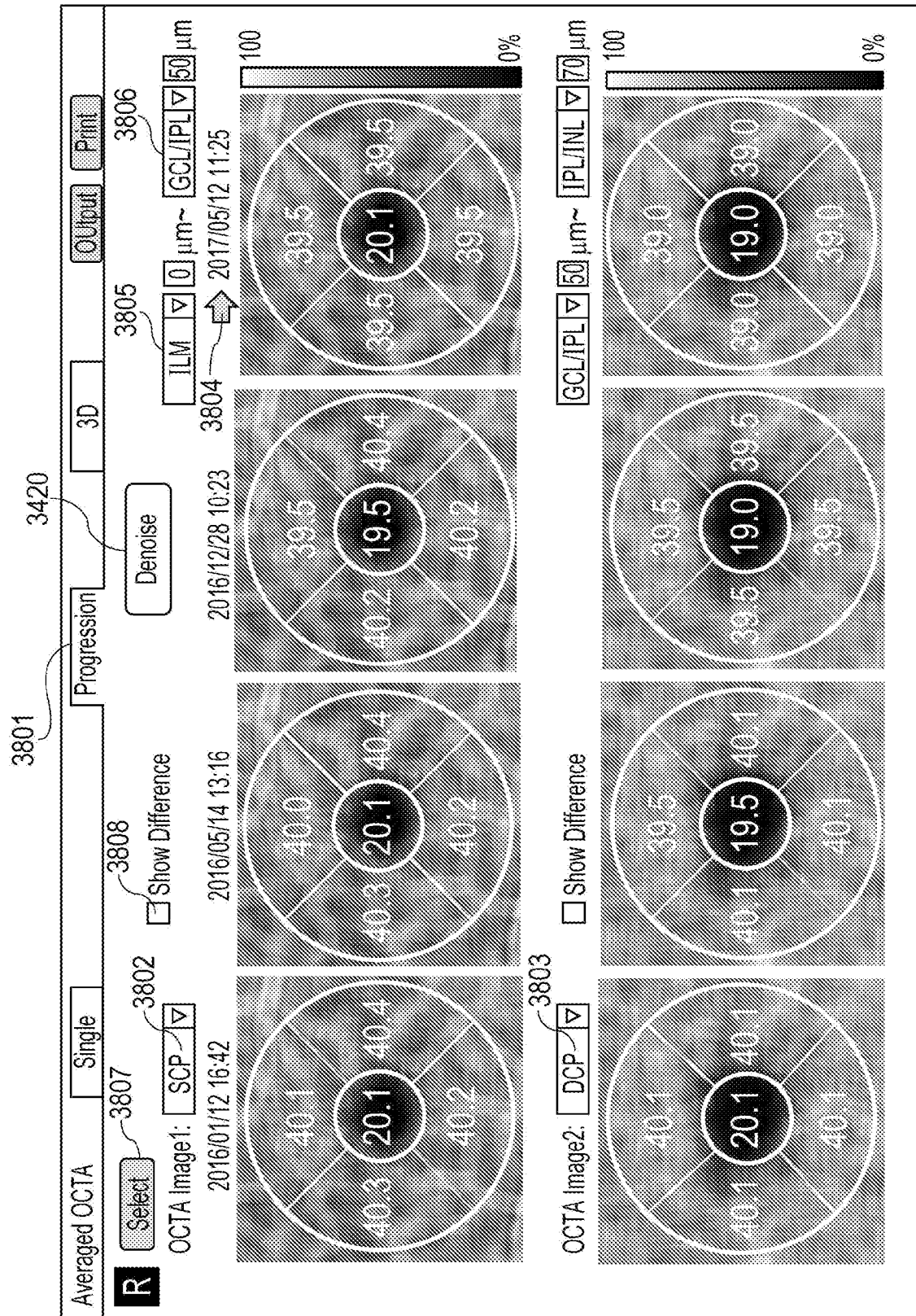
[図10A]



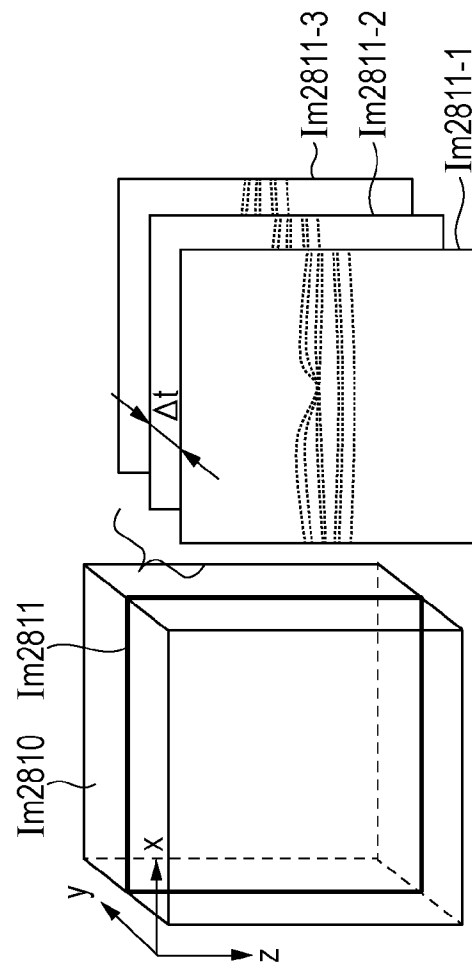
[図10B]



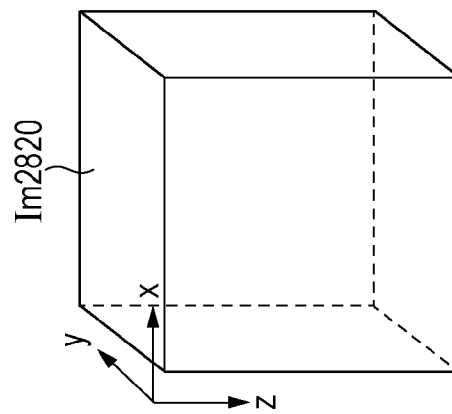
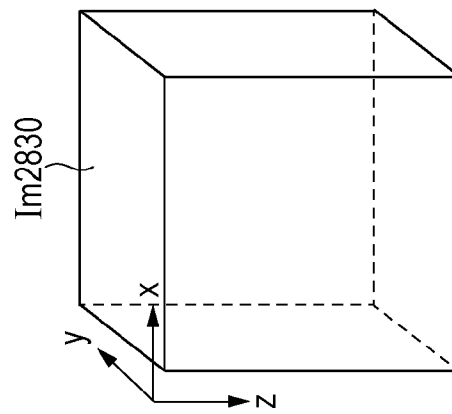
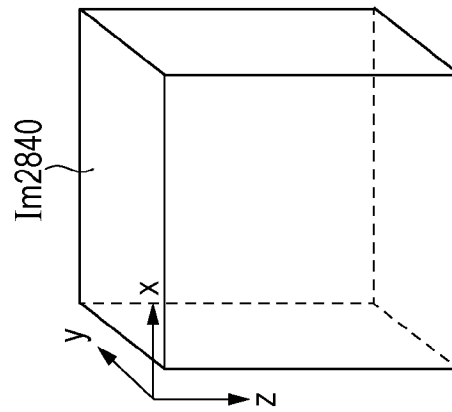
[11]



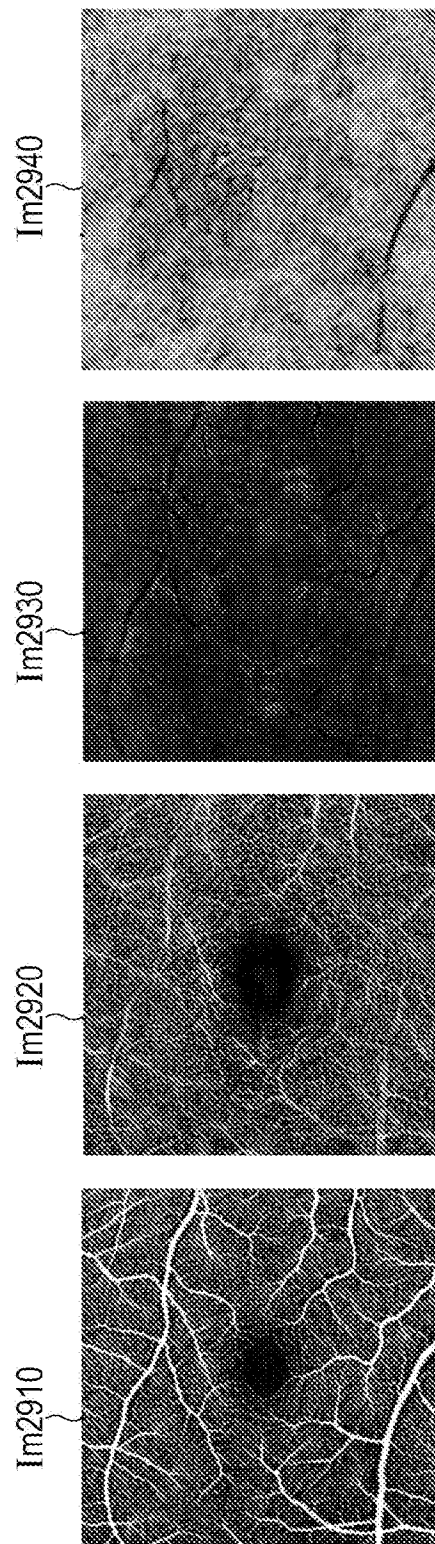
[図12A]



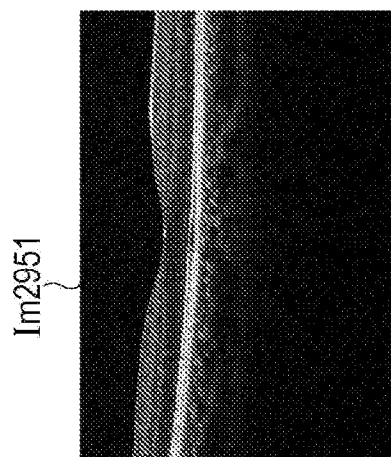
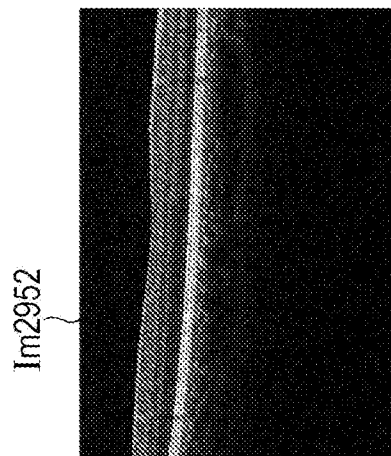
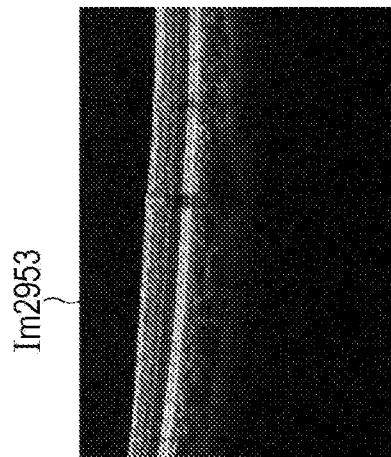
[図12B]



[図13A]



[図13B]



[図14A]

3401

3402

3403

3404

3400

患者	OCT撮影	レポート	設定
患者ID	生年月日/性別		
患者名	人種		

日付順

モード順

20xx/xx/xx

OCT

Right

20xx/xx/xx hh:mm

Right / OCTA

20xx/xx/xx hh:mm

Right / OCTA

Im3406

Im3405

Im3407

Im3411

OCTA

Single

Averaging

OCTA Image1

OCTA Image1 : xxxxx01

OCTA Image2 : xxxxx02

En-Face Image1

3420

3413

3414

Denoise

ILM xx μm

GCL/IPL xx μm

Optic Nerve Head xx μm

BM xx μm

Im3409

Im3408

Im3412

[図14B]

患者	OCT撮影	レポート	設定
患者ID	生年月日/性別		
患者名	人種		

3420

Show Lines

Tools

Show Tools

Denoise

密度マップ/グリッド

面積グリッド

密度マップ

密度解析

面積密度

スケルトン密度

投影方式

AIP

MIP

Projection Artifact 低減

輝度

<

>

リセット

コントラスト

<

>

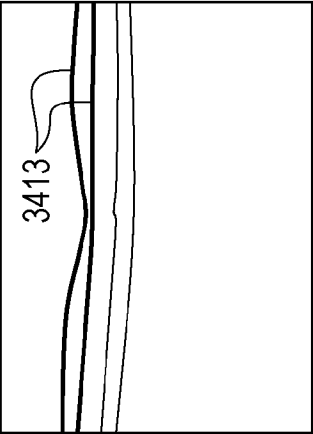
リセット

OCTA Image : xxxxx01

ILM xx μm

ILM yy μm

3413

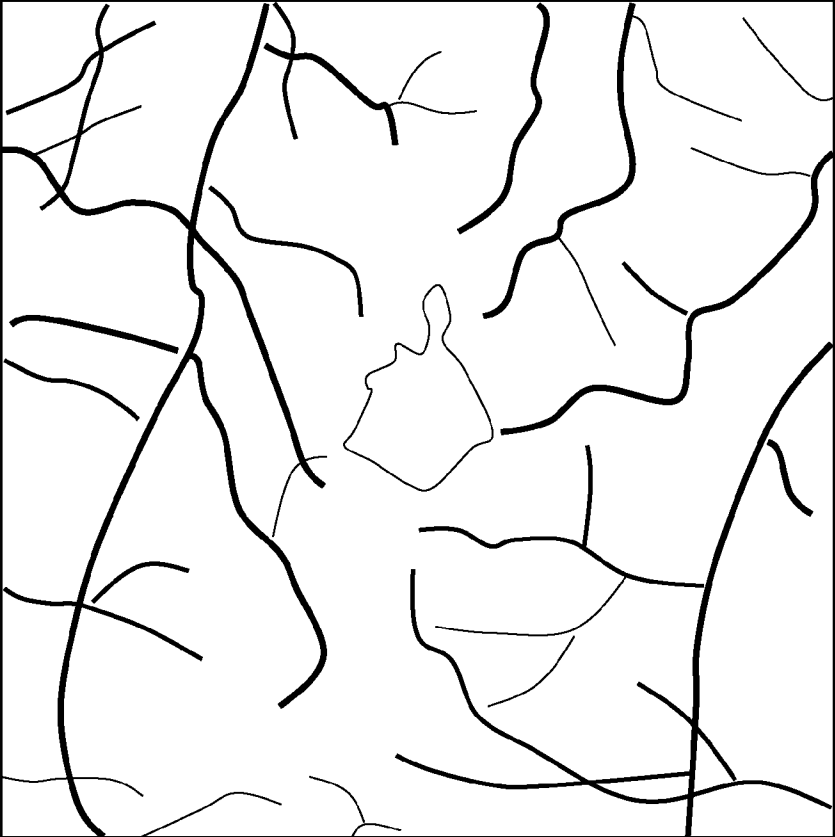


Im3411

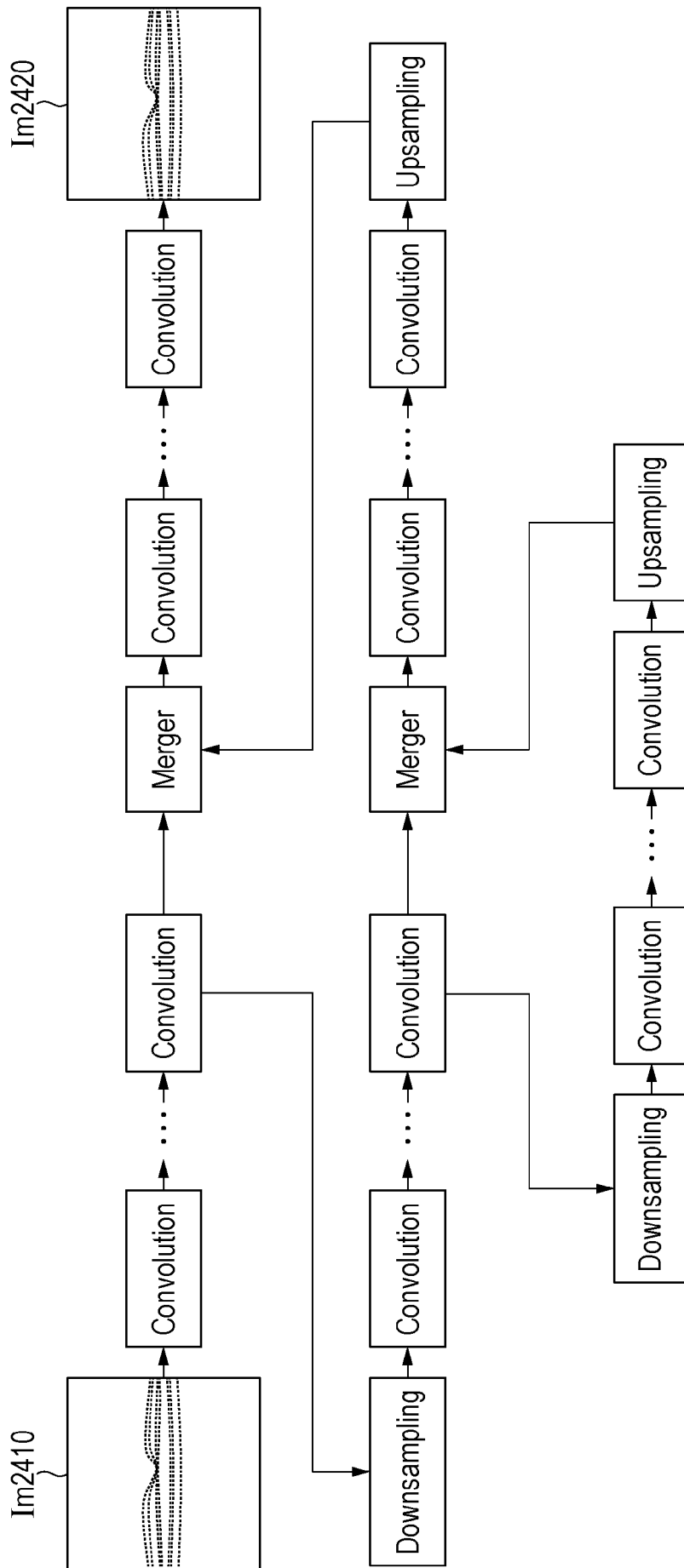
閉じる

3430

Im3407



【図15】



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/044244

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B3/10 (2006.01) i, G01N21/17 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl. A61B3/10, G01N21/17

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 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2017-158687 A (CANON INC.) 14 September 2017, paragraphs [0012]-[0086], fig. 1-11 & US 2017/0262988 A1, paragraphs [0029]-[0119], fig. 1-11	1-26
Y	JP 2012-45298 A (CANON INC.) 08 March 2012, paragraphs [0011]-[0048], fig. 1-9 & US 2012/0050308 A1, paragraphs [0028]-[0109], fig. 1-9	1-26
Y	JP 2016-209147 A (NIDEK CO., LTD.) 15 December 2016, paragraphs [0010]-[0102], fig. 1-8 & EP 3087907 A1, paragraphs [0008]-[0101], fig. 1-8	1-26



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
11.12.2019

Date of mailing of the international search report
24.12.2019

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/044244

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2017/143300 A1 (OPTOVUE, INC.) 24 August 2017, paragraphs [0015]-[0047], fig. 1-7 & JP 2019-511940 A & US 2017/0238877 A1 & CN 108885687 A	16-23
Y	JP 2018-5841 A (TOPCON CORP.) 11 January 2018, paragraphs [0014]-[0185], fig. 1-7 (Family: none)	16-23
Y	栗原慧至他, 画像補完技術を用いた眼底画像の異常検出, 電気学会研究会資料, 27 September 2018, ST 2018, pp. 105-109 (KURIHARA, Satoshi, HAMAGAMI, Tomomi. Anomaly Detection of Fundus Image Using Image Completion. Papers of Technical Meeting, IEE Japan.)	17-23
Y	US 2018/0012359 A1 (PRENTASIC, Pavle et al.) 11 January 2018, paragraphs [0021]-[0068], fig. 1-9 (Family: none)	17-23
A	JP 2017-127506 A (CANON INC.) 27 July 2017, paragraphs [0013]-[0124], fig. 1-9 & US 2017/0209037 A1, paragraphs [0035]-[0167], fig. 1-9	1-26

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B3/10, G01N21/17

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2017-158687 A（キヤノン株式会社） 2017.09.14, 【0012】～【0086】、図1～11 & US 2017/0262988 A1 [0029]-[0119], FIGS. 1-11	1-26
Y	JP 2012-45298 A（キヤノン株式会社） 2012.03.08, 【0011】～【0048】、図1～9 & US 2012/0050308 A1 [0028]-[0109], FIGS. 1-9	1-26

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「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	「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
「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）	「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
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

11.12.2019

国際調査報告の発送日

24.12.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

山口 裕之

2Q

2913

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2016-209147 A (株式会社ニデック) 2016.12.15, 【0010】～【0102】、図1～8 & EP 3087907 A1 [0008]-[0101], FIGS.1-8	1-26
Y	WO 2017/143300 A1 (OPTOVUE, INC.) 2017.08.24, [0015]-[0047], Figures 1-7 & JP 2019-511940 A & US 2017/0238877 A1 & CN 108885687 A	16-23
Y	JP 2018-5841 A (株式会社トプコン) 2018.01.11, 【0014】～【0185】、図1～7 (ファミリーなし)	16-23
Y	栗原 慧至 他, 画像補完技術を用いた眼底画像の異常検出, 電気学会研究会資料, 2018.09.27, ST 2018, pp. 105-109	17-23
Y	US 2018/0012359 A1 (PRENTASIC Pavle et al.) 2018.01.11, [0021]-[0068], FIGS. 1-9 (ファミリーなし)	17-23
A	JP 2017-127506 A (キヤノン株式会社) 2017.07.27, 【0013】～【0124】、図1～9 & US 2017/0209037 A1 [0035]-[0167], FIGS.1-9	1-26