

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6746960号  
(P6746960)

(45) 発行日 令和2年8月26日 (2020.8.26)

(24) 登録日 令和2年8月11日 (2020.8.11)

(51) Int.Cl.

F 1

**A 6 1 F** 9/008 (2006.01)

A 6 1 F 9/008 1 4 0

**A 6 1 B** 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 1 0 0

**A 6 1 B** 3/18 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 3 0 0

A 6 1 B 3/18

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-40538 (P2016-40538)  
 (22) 出願日 平成28年3月2日 (2016.3.2)  
 (65) 公開番号 特開2017-153751 (P2017-153751A)  
 (43) 公開日 平成29年9月7日 (2017.9.7)  
 審査請求日 平成31年2月5日 (2019.2.5)

(73) 特許権者 000135184  
 株式会社ニデック  
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4  
 (72) 発明者 古内 康寛  
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株  
 式会社ニデック拾石工場内  
 (72) 発明者 羽根渕 昌明  
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株  
 式会社ニデック拾石工場内

審査官 寺澤 忠司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科用レーザ治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼科用レーザ治療装置であって、  
 治療用レーザ光を患者眼に照射する照射手段と、  
 前記照射手段を制御する制御手段と、を備え、  
 前記制御手段は、

前記患者眼によって反射された測定光と、前記測定光に対応する参照光との OCT 信号を検出する OCT ユニットによって取得されたモーションコントラストを取得し、  
 前記モーションコントラストによる血管の深さ情報に基づく照射目標情報を取得し、  
 前記照射目標情報に基づいて前記レーザ光を照射するように前記照射手段を制御すること  
 を特徴とする眼科用レーザ治療装置。

10

【請求項 2】

前記患者眼の眼底正面画像を撮影する撮影手段をさらに備え、  
 前記制御手段は、

前記モーションコントラストの画像と、前記眼底正面画像との位置合わせを行い、  
 前記照射目標情報を前記眼底正面画像に対応させた照射目標に前記レーザ光を照射させる  
 ことを特徴とする請求項 1 の眼科用レーザ治療装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、

前記撮影手段によって随時撮影される眼底正面画像から患者眼の動きによって生じた前記

20

照射目標の変位を検出し、  
前記変位に基づいて、レーザ光の照射位置を追従させることを特徴とする請求項2の眼科用レーザ治療装置。

【請求項4】

前記制御手段は、前記照射目標情報に基づいて照射された前記レーザ光の照射位置を少なくとも含む領域におけるモーションコントラストをOCTユニットから取得し、前記レーザ光の照射前のモーションコントラストと照射後のモーションコントラストを比較することを特徴とする請求項1～3のいずれかの眼科用レーザ治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、レーザ光を照射することによって患者眼を治療する眼科用レーザ治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来のレーザ治療装置として、例えば、治療レーザ光を患者眼の組織（例えば、眼底）上に照射し、眼の治療を行う治療用レーザ装置が知られている（特許文献1参照）。このような装置を用いる場合、術者は、スリットランプ、眼底カメラなどを用いて眼底正面画像を観察し、眼の治療部位にレーザ光を照射する。

【先行技術文献】

20

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2010-148635号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、従来の眼底正面画像では、眼底の血管に対するレーザ光の適切な照射位置が分からなかった。

【0005】

本発明は、上記の問題点に鑑み、好適な照射位置にレーザ光を照射できる眼科用レーザ治療装置を提供することを技術課題とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0007】

（1）眼科用レーザ治療装置であって、治療用レーザ光を患者眼に照射する照射手段と、前記照射手段を制御する制御手段と、を備え、前記制御手段は、前記患者眼によって反射された測定光と、前記測定光に対応する参照光とのOCT信号を検出するOCTユニットによって取得されたモーションコントラストを取得し、前記モーションコントラストによる血管の深さ情報に基づく照射目標情報を取得し、前記照射目標情報に基づいて前記レーザ光を照射するように前記照射手段を制御することを特徴とする。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施例に係るレーザ治療装置の構成について説明する概略構成図である。

【図2】本実施例に係るレーザ治療装置の制御動作を示すフローチャートである。

【図3】OCTユニットの眼底スキャンについて説明するための図である。

【図4】モーションコントラスト画像とモーションコントラスト正面画像の一例を示す図である。

【図5】眼底正面画像とモーションコントラスト画像の一例を示す図である。

【図6】レーザの眼底表面方向に関する照射位置の設定について説明するための図である

50

。

【図7】レーザの深さ方向に関する集光位置の設定について説明する図である。

【図8】レーザ照射後のモーションコントラスト画像の撮影について説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本開示に係る実施形態を簡単に説明する。本実施形態の眼科用レーザ治療装置（例えば、レーザ治療装置1）は、照射部と、制御部（例えば、制御部70）を主に備える。照射部は、例えば、被検眼に治療用レーザ光を照射する。照射部は、例えば、治療用レーザ光源（例えば、レーザ光源401）と、レーザ光源から発せられたレーザ光を患者眼

10

【0010】

制御部は、例えば、モーションコントラストを取得する。モーションコントラストは、例えば、OCTユニット（OCTユニット100）によって取得される。OCTユニットは、例えば、患者眼によって反射された測定光と、前記測定光に対応する参照光とのOCT信号を検出する。モーションコントラストは、例えば、物体の動き（例えば、血流、組織変化など）を捉えた情報であってもよい。

【0011】

制御部は、例えば、モーションコントラストに基づく照射目標情報を取得する。照射目標情報は、例えば、血管の位置情報、病変部の位置情報、患部の位置情報等であってもよい。照射目標情報は、例えば、術者によって指定された位置情報であってもよい。制御部70は、例えば、照射目標に基づいてレーザ光を照射させるように照射部を制御する。これによって、本装置は、モーションコントラストによって取得された血管等の情報を用いて好適なレーザ光の照射位置を設定できる。

20

【0012】

なお、本装置は、撮影部（例えば、観察系200）を備えてもよい。撮影部は、例えば、患者眼の眼底正面画像を撮影する。撮影部は、例えば、走査型レーザ検眼鏡（Scanning Laser Ophthalmoscope：SLO）、眼底カメラ、スリットランプ等であってもよい。この場合、制御部は、モーションコントラストの画像と、前記眼底正面画像との位置合わせを行い、照射目標情報を眼底正面画像に対応させた照射目標にレーザ光を照射させてもよい。

30

【0013】

なお、制御部は、撮影部によって、随時撮影される眼底正面画像から患者眼の動きによって生じた前記照射目標の変位を検出し、変位に基づいて、レーザ光の照射位置を追従させてもよい。これによって、リアルタイムにモーションコントラストを取得することが難しい場合であっても、制御部は、撮影部によってリアルタイムに撮影された画像でトラッキング等の処理を行うことができる。

【0014】

なお、モーションコントラストの画像は、モーションコントラスト正面画像であってもよい。例えば、モーションコントラストEn face画像であってもよい。ここで、En faceは、例えば、眼底面に対して水平な面、または眼底2次元水平断面層面などのことであってもよい。

40

【0015】

なお、制御部は、例えば、モーションコントラスト正面画像と眼底正面画像との間の画像の歪みを補正してもよい。例えば、制御部は、モーションコントラスト正面画像と眼底正面画像との間の画像の歪み情報を検出し、歪み情報に基づいて両画像のうち少なくとも一方の画像の歪みを補正してもよい。これによって、制御部は、両画像の位置合わせを行い易くしてもよい。なお、制御部は、モーションコントラスト画像の歪み情報を3次元的に取得されたモーションコントラスト全体に適用させてもよい。

50

## 【 0 0 1 6 】

なお、制御部は、照射目標情報に基づいてレーザ光の焦点位置を制御してもよい。例えば、制御部は、照射目標の深さ方向の位置情報に基づいてレーザ光の焦点位置（焦点距離）を調整してもよい。これによって、本装置は、レーザ光を患部に的確に照射できる。

## 【 0 0 1 7 】

なお、制御部は、レーザ光の照射前と照射後においてそれぞれモーションコントラストを取得してもよい。この場合、例えば、制御部は、照射目標情報に基づいて照射されたレーザ光の照射位置を少なくとも含む領域におけるモーションコントラストを取得する。そして、制御部は、レーザ光の照射前のモーションコントラストと照射後のモーションコントラストを比較してもよい。例えば、制御部 7 0 は、両者の差分を算出してもよい。これによって、本装置は、レーザ光の照射前と照射後の治療部位の変化を取得することができる。

10

## 【 0 0 1 8 】

なお、眼科用レーザ治療装置は、OCT装置と、眼科用レーザ治療システムを構成してもよい。この場合、例えば、眼科用レーザ治療装置は、OCT装置によって取得されたモーションコントラストに基づく照射目標情報を取得し、照射目標情報に基づいてレーザ光を照射する。もちろん、本装置は、OCTユニットを備えてもよい。

## 【 0 0 1 9 】

なお、制御部は、記憶部（例えば、ROM 7 2、RAM 7 3、記憶部 7 4 など）に記憶されるレーザ照射プログラムを実行してもよい。レーザ照射プログラムは、例えば、第 1 取得ステップと、第 2 取得ステップと、照射ステップを含む。第 1 取得ステップは、例えば、患者眼によって反射された測定光と、前記測定光に対応する参照光とのOCT信号を検出するOCTユニットによって取得されたモーションコントラストを取得するステップである。第 2 取得ステップは、モーションコントラストに基づく照射目標情報を取得するステップである。照射ステップは、照射目標情報に基づいて、治療用レーザ光を患者眼に照射させるステップである。

20

## 【 0 0 2 0 】

< 実施例 >

以下、本開示に係る実施例を図面に基づいて説明する。図 1 は本実施例に係るレーザ治療装置の構成について説明する概略構成図である。なお、本実施例においては、被検眼 E の軸方向を Z 方向、水平方向を X 方向、鉛直方向を Y 方向として説明する。眼底の表面方向を XY 方向として考えても良い。

30

## 【 0 0 2 1 】

レーザ治療装置 1 は、眼底 E f にレーザ光を照射して患者眼 E を治療する。レーザ治療装置 1 は、例えば、OCTユニット 1 0 0、レーザユニット 4 0 0、観察系 2 0 0、固視誘導部 3 0 0、制御部 7 0 等を備える。

## 【 0 0 2 2 】

< OCTユニット >

OCTユニット 1 0 0 は、例えば、被検眼 E の眼底 E f の断層画像を撮影するための光学系である。OCTユニット 1 0 0 は、例えば、眼底 E f で反射した測定光と、それに対応する参照光との干渉状態を検出する。OCTユニット 1 0 0 は、いわゆる眼科用光断層干渉計（OCT：Optical coherence tomography）の構成であってもよい。OCTユニット 1 0 0 は、例えば、患者眼 E の断層画像を撮像する。OCTユニット 1 0 0 は、例えば、測定光源 1 0 2 と、カップラー（光分割器）1 0 4 と、走査部（例えば、光スキャナ）1 0 8、対物光学系 1 0 6、検出器（例えば、受光素子）1 2 0、参照光学系 1 3 0 等を備える。対物光学系 1 0 6 は、後述するレーザユニット 4 0 0 と兼用されてもよい。

40

## 【 0 0 2 3 】

OCTユニット 1 0 0 は、測定光源 1 0 2 から出射された光をカップラー（光分割器）1 0 4 によって測定光（試料光）と参照光に分割する。そして、OCTユニット 1 0 0 は、測定光を走査部 1 0 8 および対物光学系 1 0 6 を介して眼 E の眼底 E f に導き、参照光

50

を参照光学系 130 に導く。その後、眼底 Ef によって反射された測定光と、参照光との合成による干渉光を検出器（受光素子）120 に受光させる。

【0024】

検出器 120 は、測定光と参照光との干渉状態を検出する。フーリエドメイン OCT の場合には、干渉光のスペクトル強度が検出器 120 によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によって所定範囲における深さプロファイル（A スキャン信号）が取得される。例えば、Spectral-domain OCT（SD-OCT）、Swept-source OCT（SS-OCT）が挙げられる。また、Time-domain OCT（TD-OCT）であってもよい。

【0025】

SD-OCT の場合、光源 102 として低コヒーレント光源（広帯域光源）が用いられ、検出器 120 には、干渉光を各周波数成分（各波長成分）に分光する分光光学系（スペクトルメータ）が設けられる。スペクトルメータは、例えば、回折格子とラインセンサからなる。

【0026】

SS-OCT の場合、光源 102 として出射波長を時間的に高速で変化させる波長走査型光源（波長可変光源）が用いられ、検出器 120 として、例えば、単一の受光素子が設けられる。光源 102 は、例えば、光源、ファイバーリング共振器、及び波長選択フィルタによって構成される。そして、波長選択フィルタとして、例えば、回折格子とポリゴンミラーの組み合わせ、ファブリー・ペローエタロンを用いたものが挙げられる。

【0027】

光源 102 から出射された光は、カップラー 104 によって測定光束と参照光束に分割される。そして、測定光束は、光ファイバを通過した後、空気中へ出射される。その光束は、走査部 108、及び対物光学系 106 を介して眼底 Ef に照射される。そして、眼底 Ef で反射された光は、同様の光路を経て光ファイバに戻される。

【0028】

走査部 108 は、例えば、眼底上で XY 方向（横断方向）に測定光を走査させる。走査部 108 は、例えば、瞳孔と略共役な位置に配置される。走査部 108 は、例えば、2 つのガルバノミラーであり、その反射角度が駆動機構 50 によって任意に調整される。

【0029】

これにより、光源 102 から出射された光束はその反射（進行）方向が変化され、眼底上で任意の方向に走査される。これにより、眼底 Ef 上における撮像位置が変更される。走査部 108 としては、光を偏向させる構成であればよい。例えば、反射ミラー（ガルバノミラー、ポリゴンミラー、レゾナントスキヤナ）の他、光の進行（偏向）方向を変化させる音響光学素子（AOM）等が用いられる。

【0030】

参照光学系 130 は、眼底 Ef での測定光の反射によって取得される反射光と合成される参照光を生成する。参照光学系 130 は、マイケルソンタイプであってもよいし、マッハツェンダタイプであっても良い。参照光学系 130 は、例えば、反射光学系（例えば、参照ミラー）によって形成され、カップラー 104 からの光を反射光学系により反射することにより再度カップラー 104 に戻し、検出器 120 に導く。他の例としては、参照光学系 130 は、透過光学系（例えば、光ファイバ）によって形成され、カップラー 104 からの光を戻さず透過させることにより検出器 120 へと導く。

【0031】

参照光学系 130 は、参照光路中の光学部材を移動させることにより、測定光と参照光との光路長差を変更する構成を有する。例えば、参照ミラーが光軸方向に移動される。光路長差を変更するための構成は、測定光学系 106 の測定光路中に配置されてもよい。なお、OCT ユニット 100 は、特開 2008 - 29467 号公報の記載を参考にしてもよい。

【0032】

## &lt; 観察系 &gt;

観察系 200 は、例えば、眼底 E f の眼底正面画像を得るために設けられる。観察系 200 は、いわゆる眼科用走査型レーザ検眼鏡 (SLO) の構成であってもよい。観察系 200 は、例えば、例えば、光スキャナと、受光素子とを備えてもよい。光スキャナは、例えば、光源から発せられた測定光 (例えば、赤外光) を眼底上で二次元的に走査させてもよい。受光素子は、眼底と略共役位置に配置された共焦点開口を介して眼底反射光を受光してもよい。

## 【0033】

なお、観察系 200 は、いわゆる眼底カメラタイプの構成であってもよい。また、OCT ユニット 100 は、観察系 200 を兼ねてもよい。すなわち、眼底正面画像は、断層画像のデータを用いて取得されるようにしてもよい。(例えば、三次元断層画像の深さ方向への積算画像、XY 各位置でのスペクトルデータの積算値等)。

## 【0034】

## &lt; 固視誘導部 &gt;

固視誘導部 300 は、眼 E の視線方向を誘導するための光学系を有する。固視誘導部 300 は、眼 E に呈示する固視標を有し、複数の方向に眼 E を誘導できる。例えば、固視誘導部 300 は、可視光を発する可視光源を有し、視標の呈示位置を二次元的に変更させる。これにより、視線方向が変更され、結果的に撮像部位が変更される。例えば、撮影光軸と同方向から固視標が呈示されると、眼底の中心部が撮像部位として設定される。また、撮影光軸に対して固視標が上方に呈示されると、眼底の上部が撮像部位として設定される。すなわち、撮影光軸に対する視標の位置に応じて撮影部位が変更される。

## 【0035】

固視誘導部 300 としては、例えば、マトリクス状に配列された LED の点灯位置により固視位置を調整する構成、光源からの光を光スキャナを用いて走査させ、光源の点灯制御により固視位置を調整する構成など、種々の構成が考えられる。また、固視誘導部 300 は、内部固視灯タイプであってもよいし、外部固視灯タイプであってもよい。

## 【0036】

## &lt; レーザユニット &gt;

レーザユニット 400 は、例えば、治療用レーザ光を発振し、レーザ光を患者眼 E に照射する。例えば、レーザユニット 400 は、レーザ光源 401、走査部 408などを備える。レーザ光源 401 は、治療用レーザ光 (例えば、532 nm の波長) を発振する。走査部 408 は、例えば、駆動ミラーと、駆動部 450などを備える。駆動部 450 は、駆動ミラーの反射面の角度を変更する。

## 【0037】

レーザ光源 401 から出射された光は走査部 408 およびダイクロイックミラー 30 で反射され、対物光学系 106 を介して眼底 E f に集光される。このとき、走査部 408 によって眼底 E f 上におけるレーザ光の照射位置が変更される。なお、レーザユニット 400 は、エイミング光を発するエイミング光源を備えてもよい。

## 【0038】

## &lt; 制御部 &gt;

制御部 70 は、レーザ治療装置 1 の各部と接続され、装置全体を制御する。例えば、制御部 70 は、一般的な CPU (Central Processing Unit) 71、ROM 72、RAM 73、等で実現される。ROM 72 には、レーザ治療装置の動作を制御するための各種プログラム、眼底画像を処理するための画像処理プログラム、初期値等が記憶されている。RAM 73 は、各種情報を一時的に記憶する。なお、制御部 70 は、複数の制御部 (つまり、複数のプロセッサ) によって構成されてもよい。

## 【0039】

例えば、制御部 70 は、OCT ユニット 100 の検出器 120、観察系 200 の受光素子などから出力される受光信号を取得する。また、制御部 70 は、走査部 108、走査部 408などを制御し、測定光またはレーザ光の照射位置を変更する。また、制御部 70 は

、固視誘導部 300 を制御して固視位置を変更する。

【0040】

制御部は、記憶部（例えば、不揮発性メモリ）72、表示部75、操作部76等と電氣的に接続されている。記憶部74は、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。例えば、ハードディスクドライブ、フラッシュROM、着脱可能なUSBメモリ等を記憶部74として使用することができる。

【0041】

操作部76には、術者による各種操作指示が入力される。操作部76は、入力された操作指示に応じた信号を制御部70に出力する。操作部76には、例えば、マウス、ジョイスティック、キーボード、タッチパネル等の少なくともいずれかのユーザーインターフェイスを用いればよい。制御部70は、操作部76が受け付けた術者の操作に基づく操作信号を取得してもよい。

【0042】

表示部75は、装置本体に搭載されたディスプレイであってもよいし、本体に接続されたディスプレイであってもよい。パーソナルコンピュータ（以下、「PC」という。）のディスプレイを用いてもよい。複数のディスプレイが併用されてもよい。また、表示部75は、タッチパネルであってもよい。表示部75がタッチパネルである場合、表示部75が操作部76として機能する。表示部75は、例えば、OCTユニット100、観察系200などによって取得された眼底画像を表示する。

【0043】

制御部70は、表示部75の表示画面を制御する。例えば、制御部70は、取得した画像を表示部75に静止画又は動画として出力してもよい。また、制御部70は、眼底画像を記憶部74に記憶させてもよい。

【0044】

<制御動作>

以下、本実施例のレーザ治療装置を用いて患者眼の治療をする際の手順を、図2のフローチャートを用いて装置の制御動作とともに説明する。

【0045】

<ステップS1：モーションコントラストの取得（1）>

まず、制御部70は、モーションコントラストを取得する。モーションコントラストは、例えば、被検眼の血流、組織の変化などを捉えた情報である。例えば、制御部70は、OCT信号を処理することによってモーションコントラストを取得してもよい。この場合、制御部70は、OCTユニット100を制御してOCT信号を取得する。

【0046】

例えば、制御部70は、固視誘導部300を制御して患者に固視標を呈示させる。そして、制御部70は、図示無き前眼部撮影部で撮影される前眼部観察画像に基づいて、患者眼Eの瞳孔中心にレーザ治療装置1の測定光軸がくるように図示無き駆動部を制御して自動でアライメントを行う。アライメントが完了すると、制御部70はOCTユニット100を制御し、患者眼Eの測定を行う。制御部70は、走査部108によって患者眼Eに測定光を走査させ、眼底EfのOCT信号を取得する。

【0047】

モーションコントラストを取得する場合、制御部70は、被検眼の目標撮影位置に関して時間的に異なる少なくとも2つのOCT信号を取得する。例えば、制御部70は、同一の走査ラインにおいて所定の時間間隔を空けて複数回のスキャンを行う。例えば、制御部70は、図3に示す眼底Ef上の走査ラインSL<sub>1</sub>において1回目の走査を行い、所定の時間間隔が経過してから再び走査ラインSL<sub>1</sub>で2回目のスキャンを行う。制御部70は、このときの検出器120によって検出されるOCT信号を取得する。この動作を繰り返すことによって、制御部70は、目標撮影位置に関して時間の異なる複数のOCT信号を取得してもよい。なお、制御部70は、目標撮影位置に関して時間の異なる複数のOCT信号を取得する場合、同一位置における複数のOCT信号を取得してもよいし、僅かにず

10

20

30

40

50

れた位置における複数のＯＣＴ信号を取得してもよい。なお、本実施例では、測定光の光軸方向に交差する方向（例えば、ｘ方向）に測定光を走査させることを「Ｂスキャン」と呼び、１回のＢスキャンによって得られたＯＣＴ信号を１フレームのＯＣＴ信号と呼ぶ。

【００４８】

例えば、制御部７０は、同様に、他の走査ライン $SL_2 \sim SL_n$ でも時間的に異なる複数のＯＣＴ信号を取得する。そして、制御部７０は、例えば、各走査ラインにおける時間の異なる複数のＯＣＴ信号を取得し、そのデータを記憶部７４に記憶させる。

【００４９】

ＯＣＴデータを取得すると、制御部７０は、ＯＣＴデータを処理してモーションコントラストを取得する。モーションコントラストを取得するためのＯＣＴデータの演算方法としては、例えば、複素ＯＣＴ信号の強度差を算出する方法、複素ＯＣＴ信号の位相差を算出する方法、複素ＯＣＴ信号のベクトル差分を算出する方法、複素ＯＣＴ信号の位相差及びベクトル差分を掛け合わせる方法、信号の相関を用いる方法（コリレーションマッピング）などが挙げられる。本実施例では、モーションコントラストとして位相差を算出する方法を例に説明する。

【００５０】

ＯＣＴ信号を取得すると、制御部７０は、ＯＣＴ信号を処理してモーションコントラストを取得する。モーションコントラストを取得するためのＯＣＴ信号の演算方法としては、例えば、複素ＯＣＴ信号の強度差を算出する方法、複素ＯＣＴ信号の強度の分散を算出する方法、複素ＯＣＴ信号の位相差を算出する方法、複素ＯＣＴ信号のベクトル差分を算出する方法、ＯＣＴ信号の相関（または非相関）を用いる方法（コリレーションマッピング、デコリレーションマッピング）を用いる方法、これによって得られたモーションコントラストデータを組み合わせる方法などが考えられる。本実施例では、一例として位相差を算出する方法を説明する。

【００５１】

例えば、位相差を算出する場合、制御部７０は複数のＯＣＴ信号をフーリエ変換する。例えば、 $N$ フレーム中 $n$ 枚目の $(x, z)$ の位置の信号を $A_n(x, z)$ で表すと、制御部７０は、フーリエ変換によって複素ＯＣＴ信号 $A_n(x, z)$ を得る。複素ＯＣＴ信号 $A_n(x, z)$ は、実数成分と虚数成分とを含む。

【００５２】

制御部７０は、同じ位置の少なくとも２つの異なる時間に取得された複素ＯＣＴ信号 $A(x, z)$ に対して位相差を算出する。例えば、制御部７０は下記の式（１）を用いて、位相差を算出する。例えば、制御部７０は、各走査ラインにおいて位相差を算出し、そのデータを記憶部７４に記憶させてもよい。なお、数式中の $A_n$ は時間 $T_n$ に取得された信号を示し、 $*$ は複素共役を示している。

【００５３】

【数１】

$$\Delta\Phi_n(x, z) = \arg(A_{n+1}(x, z) \times A_n^*(x, z)) \quad (1)$$

【００５４】

上記のように、制御部７０は、ＯＣＴデータに基づいて被検眼のモーションコントラストを取得する。なお、前述のように、モーションコントラストとしては、位相差に限らず、強度差、ベクトル差分等が取得されてもよい。特開２０１５－１３１１０７号公報の記載を参考にしてもよい。制御部７０は、例えば、図４に示すように、各走査ラインにおいてモーションコントラスト９０を取得する。

【００５５】

次いで、制御部７０は、取得されたモーションコントラスト９０に基づいて、モーションコントラスト正面画像（以下、ＭＣ正面画像９１と略す）９１を生成する（図４参照）



。ここで、正面画像とは、いわゆるEn face画像であってもよい。En faceとは、例えば、眼底面に対して水平な面、または眼底２次元水平断層面などのことである。

【００５６】

なお、モーションコントラストからＭＣ正面画像９１を生成する方法としては、例えば、深さ方向の少なくとも一部の領域に関してモーションコントラストデータを取り出す方法などが挙げられる。この場合、少なくとも一部の深さ領域におけるモーションコントラストデータのプロファイルを用いてＭＣ正面画像９１が生成されてもよい。ＭＣ正面画像９１を生成する深さ方向の領域は、例えば、セグメンテーション処理によって分離された眼底Ｅｆの領域の少なくとも一つが選択されてもよい。セグメンテーション処理の方法としては、例えば、ＯＣＴ信号に基づく断層画像から被検眼Ｅの網膜層の境界を検出する方法が挙げられる。例えば、制御部７０は、ＯＣＴ信号の強度に応じて輝度値が決定された強度画像のエッジ検出によって被検眼Ｅの網膜層の境界を検出してもよい。例えば、制御部７０は、被検眼Ｅの強度画像に基づいて神経線維層（nerve fiber layer: NFL）、神経節細胞層（ganglion cell layer: GCL）、網膜色素上皮（retinal pigment epithelium: RPE）、脈絡膜（choroid）等に被検眼Ｅの網膜層を分離してもよい。

10

【００５７】

なお、制御部７０は、網膜の血管が網膜層の境界に多く存在することから、網膜層の境界の検出結果に基づいて血管が多く分布する領域を分離してもよい。例えば、網膜層の境界から所定の範囲内の領域を血管の分布する深さ領域として分離してもよい。もちろん、制御部７０は、モーションコントラストから検出された血管の分布に基づいて血管の分布する深さ領域を分離してもよい。例えば、制御部７０は、表層、中間層、深層等に網膜の領域を分離してもよい。

20

【００５８】

<ステップＳ２：眼底正面画像撮影>

続いて制御部７０は、観察系２００を制御し、患者眼Ｅの眼底正面画像９９を取得する（図５参照）。このとき、制御部７０は、ステップＳ１でモーションコントラストを取得した撮影範囲の少なくとも一部を含むように眼底正面画像９９を取得する。

【００５９】

<ステップＳ３：画像の位置合わせ>

図５に示すように、制御部７０は、ステップＳ１で取得したＭＣ正面画像９１と、ステップＳ２で取得した眼底正面画像９９の位置合わせを行う。例えば、制御部７０は、位相限定相関法、各種相関関数を用いる方法、フーリエ変換を利用する方法、特徴点のマッチングに基づく方法、アフィン変換など種々の画像処理手法を用いて画像の位置合わせを行ってもよい。

30

【００６０】

例えば、制御部７０は、ＭＣ正面画像９１と眼底正面画像９９を１画素ずつ位置ずれさせ、両者が最も一致する（相関が最も高くなる）ように画像の位置合わせを行ってもよい。そして、制御部７０は、両画像間の位置ずれ方向及び位置ずれ量等の位置合わせ情報を検出してもよい。また、ＭＣ正面画像９１及び眼底正面画像９９から共通する特徴点を抽出し、抽出された特徴点の位置合わせ情報を検出してもよい。制御部７０は、例えば、ＭＣ正面画像９１と眼底正面画像９９との画素位置の対応関係を取得し、メモリ７４等に記憶させてもよい。

40

【００６１】

なお、制御部７０は、歪み補正を含む位置合わせ方法（例えば、非剛性レジストレーションなど）を用いてＭＣ正面画像９１と眼底正面画像９９の位置合わせを行ってもよい。つまり、制御部７０は、ＭＣ正面画像９１と眼底正面画像９９との間の画像の歪みを補正してから双方の位置合わせを行ってもよい。例えば、制御部７０は、ＭＣ正面画像と眼底正面画像９９との間の画像の歪み情報を検出し、歪み情報に基づいて両画像のうち少なくとも一方の画像の歪みを補正してもよい。例えば、モーションコントラストは測定時間が長いため、ＭＣ正面画像９１が歪む場合がある。このように、眼底正面画像９９に対

50

してMC正面画像91が歪んでいる場合、両画像の特徴領域（例えば、血管部など）が合わず、位置合わせが困難となる可能性がある。このような場合、制御部70は、MC正面画像91と眼底正面画像99に、歪み補正を含む位置合わせ処理（例えば、非剛性レジストレーション等）を行ってもよい。これによって、MC正面画像91等の少なくとも一部に歪みが生じている場合でも、MC正面画像91と眼底正面画像99との間の位置合わせを好適に行える。もちろん、MC正面画像91に対する眼底正面画像99の歪みを補正してもよい。なお、制御部70は、MC正面画像91の歪み情報を3次元的に取得されたモーションコントラスト全体に適用させてもよい。例えば、制御部70は、MC正面画像91を歪み補正したときの補正量を3次元のモーションコントラストデータに展開してもよい。

10

#### 【0062】

<ステップS4：レーザ照射位置の設定（プランニング）>

次に制御部70は、モーションコントラストに基づいて治療用レーザ光の照射目標を設定する。例えば、制御部70は、ステップS3において眼底正面画像99と位置合わせされたMC正面画像91に基づいて照射目標を設定する。例えば、制御部70は、MC正面画像91を表示部75に表示させ、術者にモーションコントラストを確認させる。この場合、術者は表示部75のMC正面画像91を確認し、操作部76を操作して照射目標を選択する。制御部70は、操作部76からの操作信号を受信し、その操作信号に基づいて治療用レーザ光の照射目標を設定してもよい。

#### 【0063】

例えば、図6に示すように、制御部70は、表示部75にMC正面画像91と、レーザ光の照射目標を示す照準マーク92を表示させる。術者は、MC正面画像91に写る血管などの位置を確認しながら照準マーク92を所望の位置に移動させる。例えば、術者は、正常な血管を避け、レーザ治療が必要だと判断される患部に照準マーク92を移動させる。このとき術者は、操作部76等を用いてMC正面画像91上に照準マーク92を移動させてもよい。表示部75がタッチパネルの場合、術者は、タッチパネルへのタッチ操作によって照準マーク92を移動させてもよい。制御部70は、操作部76からの操作信号に基づいてMC正面画像91上に表示された照準マーク92の位置を移動させて表示させてもよい。

20

#### 【0064】

照準マーク92が術者の所望の位置に移動されると、制御部70は、例えば、MC正面画像91と眼底正面画像99の位置合わせ情報に基づいて、MC正面画像91上の照準マーク92の位置を眼底正面画像99に対応させる。例えば、制御部70は、MC正面画像91上の照準マーク92が表示された画素位置を、眼底正面画像99上の画素位置に変換する。これによって、制御部70は、MC正面画像91上の照準マーク92の位置を眼底正面画像99上の位置として特定する。例えば、制御部70は、照準マーク92などによってMC正面画像91上で選択された位置を、眼底正面画像99の照射目標として設定する。

30

#### 【0065】

なお、制御部70は、レーザ光の焦点位置を設定してもよい。例えば、制御部70は、術者によって選択された照射目標の深さに基づいて、レーザ光の焦点位置を設定してもよい。例えば、制御部70は、モーションコントラスト断面画像（MC断面画像と省略する）94を表示部75に表示させてもよい（図7（a）参照）。この場合、術者は、MC断面画像94においてレーザ光を集光させる位置を選択してもよい。制御部70は、MC断面画像94において、選択された位置に集光位置マーク95を表示させてもよい。また、複数の層領域におけるMC正面画像91を表示可能な場合（例えば、MC正面画像91の層領域を切り換え可能な場合または複数の層領域におけるMC正面画像91を同時に表示できる場合）、制御部70は、照射目標が設定されたMC正面画像91の層領域の深さに基づいて、レーザ光の焦点位置を設定してもよい。例えば、照射目標が設定されたMC正面画像91が神経節細胞層のモーションコントラストに基づく画像であった場合、制御部

40

50

70は、神経節細胞層の深さに基づいてレーザ光の焦点位置を設定してもよい。制御部70は、術者によって選択された位置に基づいてレーザ光の焦点位置を設定してもよい。もちろん、制御部70は、レーザ光の焦点位置だけでなく、レーザ光の照射目標の設定においても複数の層領域におけるMC正面画像91の情報を用いてもよい。例えば、術者は、複数の層領域におけるMC正面画像91を確認しながら照準マーク92を移動させてもよい。

#### 【0066】

##### <ステップS5：レーザ照射>

次に、制御部70は、レーザユニット400の動作を制御することにより、前述のようにして取得された照射目標に対してレーザ光を照射する。まず、制御部70は、観察系200によって撮影された眼底正面像を随時取得する。制御部70は、眼底正面画像をリアルタイムにて表示部75に表示してもよい。

#### 【0067】

例えば、術者によって、操作部76の照射開始キーが操作されると、制御部70は、設定された照射目標に対してレーザ光を照射する。例えば、制御部70は、レーザ光が照射目標に照射されるように走査部408を制御する。例えば、眼底正面画像上の各位置と走査部408の可動位置が対応付けられており、制御部70は、眼底正面画像99における照射目標にレーザ光を照射する。複数の照射目標がある場合、制御部70は、各照射目標に対し順次レーザ光を照射してもよい。

#### 【0068】

レーザ照射時において、例えば、制御部70は、MC正面画像91と関連付けされた眼底正面画像99を、照射目標に対してレーザ光をトラッキングするための基準画像として設定する。そして、制御部70は、眼底正面画像99と、観察系200によって随時撮影される眼底正面画像とを位置合わせし、そのときの画像のずれ情報に基づいて患者眼Eの変位を検出する。そして、患者眼Eの変位（照射目標の変位）に応じてレーザ光の照射位置を補正する。すなわち、眼Eが移動しても設定された照射目標にレーザ光を照射するように、制御部70は、変位の検出結果に応じて走査部408の駆動を制御する。これによって、制御部70はレーザ光の照射位置を照射目標に対して追従させる。

#### 【0069】

なお、制御部70は、照射目標の深さに応じてレーザ光のフォーカス（焦点位置）を調整してもよい。例えば、図7（b）のように、制御部70は、ステップS4において術者によって選択された照射目標の深さに応じてレーザ光Lの焦点位置96を調整してもよい。制御部70は、例えば、レーザユニット400に設けられるフォーカシングレンズ402を駆動部403によって移動させることでレーザ光のフォーカスを調整する。レーザ光のフォーカス調整については、特開2012-213634号公報を参照されたい。

#### 【0070】

##### <ステップS6：モーションコントラスト取得（2）>

続いて、制御部70は、レーザ照射後の眼底Efのモーションコントラストを取得する。例えば、制御部70は、図8に示すように、少なくともレーザ光が照射された照射位置97の一部を含む領域においてモーションコントラスト98を取得する。制御部70は、ステップS1と同様に、患者眼Eのモーションコントラストを取得する。

#### 【0071】

##### <ステップS7：経過観察>

制御部70は、例えば、レーザ光の照射前後におけるモーションコントラストの変化を検出してもよい。例えば、ステップS1で取得されたモーションコントラストと、ステップS2で取得されたモーションコントラストを比較する。例えば、制御部70は、両者のモーションコントラストの差分をとってもよい。例えば、制御部70は、モーションコントラストの信号強度などの差分を算出してもよい。制御部70は、例えば、差分値を画像化して表示部75に表示してもよい。これによって、術者は、レーザ照射前後の患者眼Eの状態変化を容易に確認できる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 2 】

以上のように、モーションコントラストを利用することによって、治療用レーザー光の照射を好適に行うことができる。例えば、眼底正面画像またはOCTの強度画像の観察では検出が困難な情報（例えば、毛細血管の位置情報など）を踏まえたレーザー治療が可能となり、良好な治療結果が得られる。また、例えば、モーションコントラストを用いることで、蛍光撮影画像またはスリットランプなどでは分からなかった血管の深さ情報を取得できるため、制御部70は、血管の深さ情報に基づいてレーザー光のフォーカスを調整できる。また、PRP（汎網膜光凝固）を行う場合、一般的に眼底を3～5分割して2週間間隔で治療するが、その都度、眼底を蛍光撮影するのは患者にとって負担であるため、OCTユニットによってモーションコントラストを取得した方が患者・術者双方の負担を軽減できる。

10

## 【 0 0 7 3 】

また、漏出（Leakage）、染色（Staining：例えば、組織異常による色素が漏出したもの）、貯留（Pooling：例えば、血液網膜関門から漏出した色素が組織間への貯留したもの）、細動脈瘤（Microaneurysm：例えば、細い動脈に圧力がかかることによってできた動脈瘤）等の病変部については、蛍光撮影画像では血管構造が確認しづらい。このため、制御部70は、モーションコントラスト画像から取得される病変部に対してレーザー光の照射目標を設定してもよい。これによって、蛍光撮影画像では確認しづらい病変部に対してレーザー光の照射位置を合わせることができる。ここで、蛍光撮影は、例えば、患者に蛍光剤を注射して眼を撮影する方法である。

20

## 【 0 0 7 4 】

なお、レーザー治療装置1は、外部のOCTデバイスからモーションコントラストを取得してもよい。例えば、レーザー治療装置1は、外部のOCTデバイスから無線または有線等の通信手段によってモーションコントラストを取得してもよい。この場合、制御部70は、OCTデバイスから取得されたモーションコントラストに基づいて、レーザー光の照射目標を設定してもよい。また、OCTデバイスは、モーションコントラストを解析し、レーザー光の照射目標の設定情報を生成してもよい。そして、OCTデバイスは、モーションコントラスト画像と、照射目標の設定情報をレーザー治療装置に送信してもよい。この場合、レーザー治療装置1は、モーションコントラスト画像と眼底正面画像とを位置合わせすることによって、照射目標を眼底正面画像に対応させ、照射目標に眼底Efにレーザー光を照射してもよい。

30

## 【 0 0 7 5 】

なお、制御部70は、取得されたモーションコントラスト画像を解析し、得られた解析結果を用いて自動でレーザー光の照射目標を設定してもよい。例えば、制御部70は、モーションコントラスト画像から病変部の位置を特定してもよい。制御部70は、特定した病変部をレーザー光の照射目標に設定してもよい。制御部70は、例えば、血液の漏出部、虚血部等を病変部として特定してもよい。また、制御部70は、網膜色素上皮（retinal pigment epithelium: RPE）における血管を病変部として特定してもよい。例えば、制御部70は、RPEにおける血管を照射目標として設定してもよい。例えば、制御部70は、RPE等の層の位置を表示部に表示させてもよい。また、制御部70は、眼底の層の形状情報に基づいてレーザー光の照射目標を設定してもよい。例えば、新生血管が延びてRPE等が押し上げられた場合、RPE等の層の形状に凹凸が生じる場合がある。したがって、制御部70は、眼底の層の形状情報に基づいて、レーザー光の照射目標または焦点位置等を設定してもよい。

40

## 【 0 0 7 6 】

なお、制御部70は、モーションコントラストにおいて血管の状態が正常であると判定した領域を照射禁止領域として設定してもよい。これによって、正常な組織にレーザー光を当てないようにすることができる。

## 【 0 0 7 7 】

また、制御部70は、モーションコントラストにおける眼底の所定部位（例えば、黄斑

50

、乳頭)を画像処理により特定し、特定された部位を照射禁止領域Dとして設定するようにしてもよい。例えば、黄斑、乳頭は、モーションコントラスト画像中の位置、輝度値、形状などから抽出してもよい。黄斑部は、血管が少ないため周辺部に対して輝度が暗く、円形状であるので、これらの特性に合致する画像領域が抽出されるように画像処理が行われてもよい。乳頭部は、大きな血管が集中しているため周辺部に対して明るく、円形状であるので、これらの特性に合致する画像領域が抽出されるように画像処理が行われてもよい。もちろん、制御部70は、エッジ検出によって黄斑、乳頭などを特定してもよい。なお、制御部70は、OCT画像または眼底正面像(例えば、SLO画像)を用いて黄斑部、乳頭部を画像処理により特定し、特定された部位を照射禁止領域として設定するようにしてもよい。もちろん、制御部70は、表示部75上に表示された眼底正面画像に対して術者が選択した黄斑部や乳頭の位置を照射禁止領域として設定してもよい。

10

#### 【0078】

なお、上記トラッキングにおいて、2つの画像間の位置ずれを検出する手法としては、種々の画像処理手法(各種相関関数を用いる方法、フーリエ変換を利用する方法、特徴点のマッチングに基づく方法)を用いることが可能である。

#### 【0079】

例えば、基準画像又は観察画像(現在の眼底画像)を1画素ずつ位置ずれさせ、基準画像と対象画像を比較し、両データが最も一致したとき(相関が最も高くなるとき)の両データ間の位置ずれ方向及び位置ずれ量を検出する手法が考えられる。また、所定の基準画像及び対象画像から共通する特徴点を抽出し、抽出された特徴点の位置ずれ方向及び位置ずれ量を検出する手法が考えられる。

20

#### 【0080】

なお、テンプレートマッチングにおける評価関数は、類似度を示すSSD(Sum of Squared Difference)や相違度を示すSAD(Sum of Absolute Difference)などを評価関数として用いてもよい。

#### 【0081】

なお、上記構成においては、OCTユニットとレーザユニットについて、走査部を別々に設けるものとしたが、これに限定されない。例えば、OCTユニットとレーザユニットの光路が同軸となる点の下流側に走査部が設けられてもよい。この場合、OCTユニットからの測定光とレーザユニットからのレーザ光が一つの走査部によって走査される。

30

#### 【0082】

また、OCTユニットとレーザユニットは、別々の筐体にそれぞれ配置された構成であってもよい。例えば、OCT装置によって取得されたモーションコントラストを用いてレーザ光の照射目標が予め設定され、その照射目標情報がレーザ治療装置に入力される。そして、レーザ治療装置は、入力された照射目標情報に基づいてレーザ光の照射を実行してもよい。なお、照射目標情報は、例えば、LAN等の通信回線を通じてレーザ治療装置に入力されてもよい。このようにすれば、単体のOCT装置での解析結果を利用できる。もちろん、レーザ治療装置がOCT信号を受け取り、受け取ったOCT信号を解析することによってモーションコントラストを取得するようにしてもよい。また、レーザ治療装置は、OCT装置からモーションコントラストを受け取り、受け取ったモーションコントラストに基づいて、照射目標を設定するようにしてもよい。

40

#### 【0083】

なお、レーザ治療装置に配置される観察系200としては、術者によって直視が可能なスリットランプが配置されてもよい。また、接眼レンズを覗く術者のために視野内表示部を設けるようにしてもよい。この場合、スリットランプの接眼レンズと患者眼との間にビームコンバイナが設けられる。そして、視野内表示部で表示された表示画像は、ビームコンバイナで反射され、接眼レンズに向かう。これにより、術者は、スリットランプの観察画像と表示画像を視認できる。

#### 【0084】

この場合、制御部70は、前述のように取得された解析結果を視野内表示部に表示し、

50

眼底観察像とモーションコントラスト画像とを重畳して表示してもよい。このようにすれば、術者は、スリットランプで眼底像を見ながら、モーションコントラスト画像を参考にレーザ光の照射目標を設定できる。

【 0 0 8 5 】

なお、上記説明においては、OCTデバイスによって眼底におけるモーションコントラストを取得し、眼底にレーザを照射する構成を例示したが、これに限定されない。OCTデバイスによって眼のモーションコントラストを取得し、取得されたモーションコントラストに基づいて眼の組織上にレーザを照射する構成であればよい。例えば、OCTデバイスによって前眼部のモーションコントラストを取得し、取得されたモーションコントラストに基づいて前眼部にレーザを照射する構成であってもよい。

10

【 0 0 8 6 】

なお、制御部 7 0 は、眼底の複数の領域においてモーションコントラストを取得してもよい。さらに、制御部 7 0 は、複数の領域において取得されたモーションコントラストを合成することによって、眼底のパノラマモーションコントラスト画像を生成してもよい。この場合、制御部 7 0 は、パノラマモーションコントラスト画像と、観察系 2 0 0 によって撮影したパノラマ眼底正面画像とを位置合わせし、パノラマモーションコントラスト画像において設定された照射目標に対応するパノラマ眼底正面画像の位置にレーザ光を照射してもよい。

【 符号の説明 】

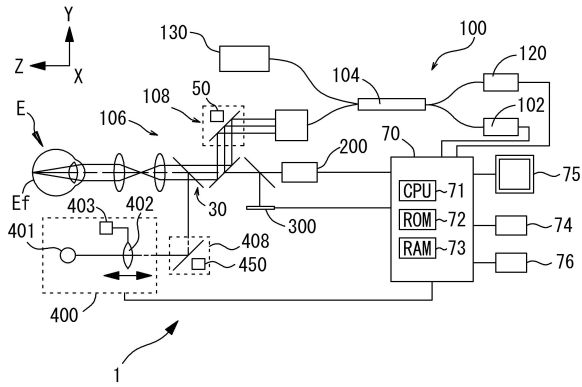
【 0 0 8 7 】

20

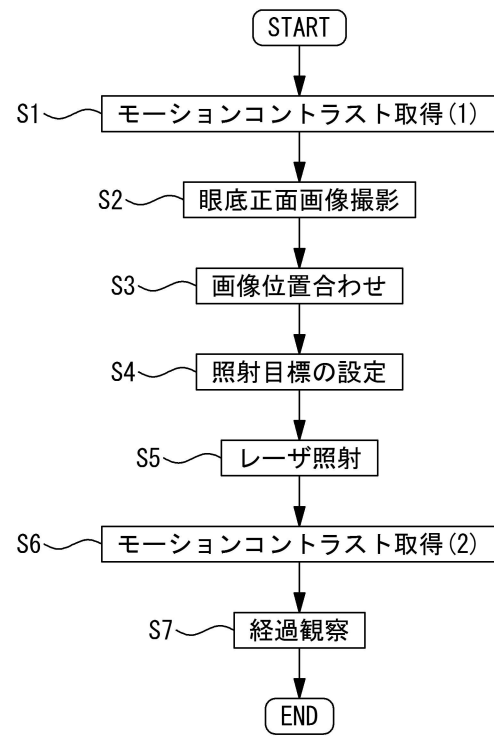
- 1 レーザ治療装置
- 7 0 制御部
- 7 1 C P U
- 7 2 R O M
- 7 3 R A M
- 7 4 記憶部
- 7 5 表示部
- 7 6 操作部
- 1 0 0 O C T ユニット
- 1 0 8 走査部
- 2 0 0 正面撮影光学系
- 3 0 0 固視標投影部
- 4 0 0 レーザユニット

30

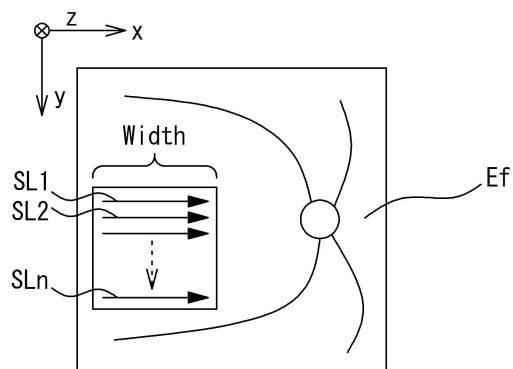
【図 1】



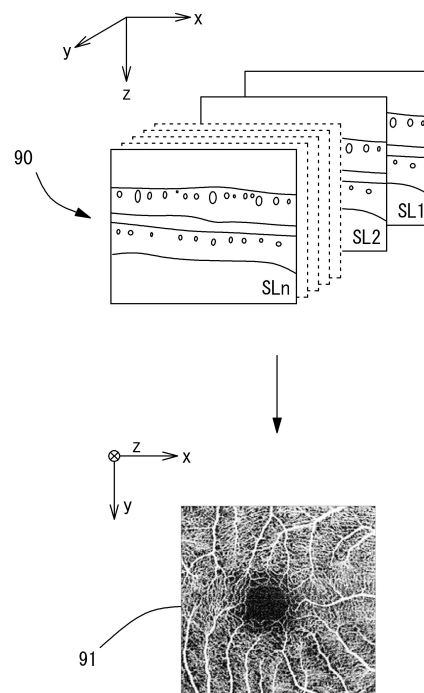
【図 2】



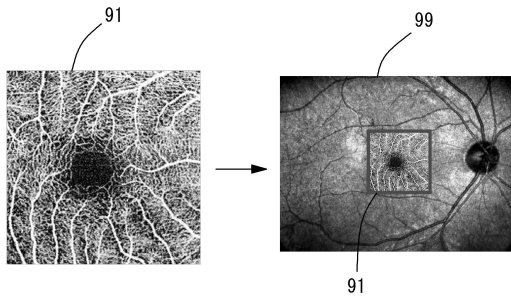
【図 3】



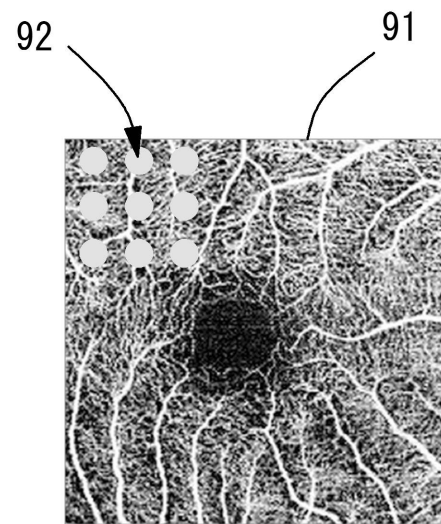
【図 4】



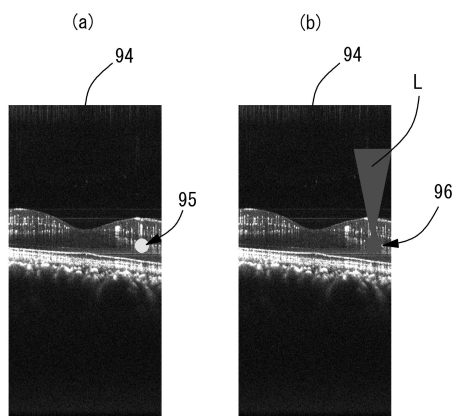
【図 5】



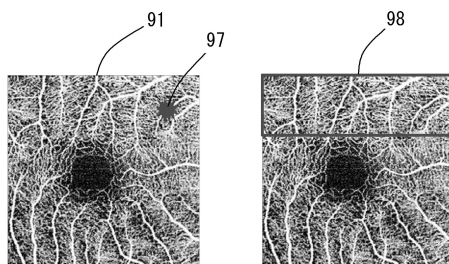
【図 6】



【図 7】



【図 8】





---

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0238046(US, A1)

特表2014-532514(JP, A)

特開2015-131107(JP, A)

特開2012-135550(JP, A)

特開2015-058152(JP, A)

特表2011-501985(JP, A)

特開2012-213634(JP, A)

特表2010-538699(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/008

A61B 3/10

A61B 3/18