

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-6002

(P2020-6002A)

(43) 公開日 令和2年1月16日(2020.1.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 9/008 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 3 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R	4 C 3 1 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 6	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 2 1	
	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 37 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2018-131249 (P2018-131249)	(71) 出願人	000220343
(22) 出願日	平成30年7月11日 (2018.7.11)		株式会社トプコン
			東京都板橋区蓮沼町75番1号
		(74) 代理人	100124626
			弁理士 榎並 智和
		(72) 発明者	秋山 宏
			東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内
		Fターム(参考)	4C161 CC07 FF40 FF46 HH56 MM10
			NN01 QQ09 RR01 RR19 WW04
			WW08 WW13
			4C316 AA09 AA10 AB04 AB11 AB12
			AB16 AB17 AB19 AB20 FB13
			FC12 FZ01

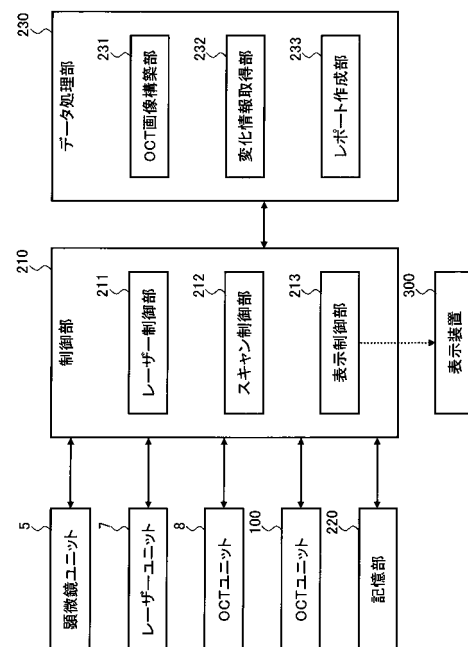
(54) 【発明の名称】 光凝固装置、光凝固装置の制御方法、プログラム、及び、記録媒体

(57) 【要約】

【課題】 閾値下凝固で生じた網膜深部の組織変化を好適に可視化する。

【解決手段】 例示的な実施形態の光凝固装置は、眼内に挿入されたプローブを用いた網膜の閾値下凝固に使用される。光凝固装置は、網膜に治療光を適用した後、プローブを介して網膜にOCTスキンを適用する。光凝固装置は、当該治療光の適用よりも前に網膜に適用されたOCTスキンを収集されたデータから構築された第1 OCT画像を記憶する。光凝固装置は、当該治療光の適用後のOCTスキンを収集されたデータから第2 OCT画像を構築する。光凝固装置は、第1 OCT画像と第2 OCT画像とを比較して、当該治療光による網膜の組織変化を表す変化情報を取得し、この変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置に表示させる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

眼内に挿入されたプローブを介して網膜に閾値下凝固を適用するための光凝固装置であって、

閾値下凝固のための治療光を前記プローブを介して前記網膜に適用するレーザー照射系と、

前記プローブを介して前記網膜に光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンを適用する第1OCT系と、

ユーザーからの指示を受けて、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御と、少なくとも当該治療光の適用の後に前記網膜にOCTスキャンを適用するための前記第1OCT系の制御とを実行する制御部と、

当該治療光の適用よりも前に前記網膜に適用されたOCTスキャンにより収集されたデータから構築された第1OCT画像を記憶する第1記憶部と、

当該治療光の適用の後に前記網膜に適用されたOCTスキャンにより収集されたデータから第2OCT画像を構築する画像構築部と、

前記第1OCT画像と前記第2OCT画像とを比較することにより、当該治療光による前記網膜の組織変化を表す変化情報を取得する変化情報取得部と、

前記変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置に表示させる表示制御部と

を含む光凝固装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記第1OCT画像を取得するためのOCTスキャンを前記網膜に適用するための前記第1OCT系の第1制御を実行し、前記第1制御の後に前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御を実行し、当該制御の後に前記第2OCT画像を取得するためのOCTスキャンを適用するための前記第1OCT系の第2制御を実行する

ことを特徴とする請求項1に記載の光凝固装置。

【請求項 3】

前記第1制御で適用されるOCTスキャン及び前記第2制御で適用されるOCTスキャンのそれぞれは、Aスキャンである

ことを特徴とする請求項2に記載の光凝固装置。

【請求項 4】

前記第1OCT画像は、前記網膜の3次元領域にOCTを適用して収集されたデータから構築された3次元OCT画像である

ことを特徴とする請求項1に記載の光凝固装置。

【請求項 5】

治療光の適用の後に前記網膜に適用されるOCTスキャンは、Aスキャンである

ことを特徴とする請求項4に記載の光凝固装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御を実行する度に、前記網膜にOCTスキャンを適用するための前記第1OCT系の制御を実行し、

前記画像構築部は、前記第1OCT系によりOCTスキャンが適用される度に第2OCT画像を構築し、

前記変化情報取得部は、前記画像構築部により第2OCT画像が構築される度に変化情報を取得し、

前記表示制御部は、前記変化情報取得部により変化情報が取得される度に、前記網膜画像とともに前記ユーザーに提供される変化画像の表示を更新する

ことを特徴とする請求項1～5のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項 7】

前記制御部は、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御の直後に

、前記網膜にＯＣＴスキャンを適用するための前記第１ＯＣＴ系の制御を実行することを特徴とする請求項６に記載の光凝固装置。

【請求項８】

前記網膜の複数の位置にそれぞれ治療光が照射された後、前記複数の位置の全てを含むエリアに対してＯＣＴスキャンを適用する第２ＯＣＴ系を更に含み、

前記画像構築部は、前記第２ＯＣＴ系により収集されたデータから第３ＯＣＴ画像を構築し、

前記変化情報取得部は、前記第１ＯＣＴ画像と前記第３ＯＣＴ画像とを比較することにより、当該エリアにおける前記網膜の組織変化の分布を表す第１変化分布情報を取得し、

前記表示制御部は、前記第１変化分布情報に基づく第１変化分布画像を所定の網膜画像とともに前記表示装置に表示させる

ことを特徴とする請求項１～７のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項９】

前記変化情報取得部は、前記第２ＯＣＴ画像と前記第３ＯＣＴ画像とを比較することにより、前記複数の位置の全てを含むエリアにおける前記網膜の組織変化の分布を表す第２変化分布情報を取得し、

前記表示制御部は、前記第２変化分布情報に基づく第２変化分布画像を所定の網膜画像とともに前記表示装置に表示させる

ことを特徴とする請求項８に記載の光凝固装置。

【請求項１０】

前記変化情報取得部は、前記網膜の略同一の位置について異なる時刻に取得された２以上のＯＣＴ画像からモーションコントラストデータを構築し、前記モーションコントラストデータから前記網膜の組織変化を求める

ことを特徴とする請求項１～９のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項１１】

前記表示制御部は、第１レイヤーに前記網膜画像を表示させ、且つ、前記第１レイヤー上に重ねて設定された第２レイヤーに、前記変化情報取得部により取得された情報に基づく画像を表示させる

ことを特徴とする請求項１～１０のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項１２】

前記表示制御部は、前記レーザー照射系により前記網膜に適用された治療光の照射条件を、前記変化情報取得部により取得された情報に基づく画像とともに表示させる

ことを特徴とする請求項１１に記載の光凝固装置。

【請求項１３】

治療レポートのテンプレートを予め記憶する第２記憶部と、

少なくとも前記変化情報取得部により取得された情報に基づいて前記テンプレートにデータを入力するレポート作成部と

を更に含む

ことを特徴とする請求項１～１２のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項１４】

前記網膜画像は、眼底カメラにより取得された前記網膜の画像、走査型レーザー検眼鏡により取得された前記網膜の画像、手術用顕微鏡により取得された前記網膜の画像、スリットランプ顕微鏡により取得された前記網膜の画像、及び、ＯＣＴにより取得された前記網膜の正面画像のいずれかである

ことを特徴とする請求項１～１３のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項１５】

前記ユーザーが接眼レンズを介して前記網膜の拡大像を観察するための観察系と、

前記表示装置を起点とする光路を前記接眼レンズに向かう前記観察系の光路に合成する光路合成部材と

を更に含む

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれかに記載の光凝固装置。

【請求項 16】

眼内に挿入されたプローブを介して閾値下凝固のための治療光を網膜に適用するレーザー照射系と、前記プローブを介して前記網膜に光コヒーレンストモグラフィ（OCT）スキャンを適用するOCT系とを含む光凝固装置を制御する方法であって、

ユーザーからの指示を受けて、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御と、少なくとも当該治療光の適用の後に前記網膜にOCTスキャンを適用するための前記OCT系の制御とを実行する制御ステップと、

当該治療光の適用よりも前に前記網膜に適用されたOCTスキャンにより収集されたデータから構築された第1OCT画像を記憶する記憶ステップと、

当該治療光の適用の後に前記網膜に適用されたOCTスキャンにより収集されたデータから第2OCT画像を構築する画像構築ステップと、

前記第1OCT画像と前記第2OCT画像とを比較することにより、当該治療光による前記網膜の組織変化を表す変化情報を取得する変化情報取得ステップと、

前記変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置に表示させる表示制御ステップと

を含む、光凝固装置の制御方法。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の制御方法をコンピューターに実行させるプログラム。

【請求項 18】

請求項 17 に記載のプログラムが記録されたコンピューター可読な非一時的記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光凝固装置、光凝固装置の制御方法、プログラム、及び、記録媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

眼科治療において光凝固が広く用いられている。光凝固は、レーザー光のエネルギーが網膜色素上皮に吸収されて生じる熱で網膜組織を凝固させる治療法である。

【0003】

光凝固は、例えば次のような目的で使用される：剥離した網膜を網膜色素上皮に復位させるために、組織を熱破壊して癒着させる；網膜の裂孔を悪化させないために、裂孔の周囲を熱破壊して網膜剥離が広がらないようにする；眼底出血を止める又は予防するために、新生血管を焼き固める。これら用途では、組織が十分に焼灼・破壊される。

【0004】

一方、組織の焼灼を必要最小限に抑える光凝固治療法もある。そのような治療法は、閾値下凝固、マイクロパルス閾値下凝固、選択的色素上皮凝固などと呼ばれる。以下、この手法を「閾値下凝固」と称する。閾値下凝固は、例えば次のような目的で使用される：新生血管の発生を予防するために、視細胞を破壊又は傷害して網膜の代謝を低下させる；糖尿病黄斑浮腫の減少のために、視細胞を破壊又は傷害して網膜の代謝を低下させる。

【0005】

従来、網膜表面に現れる凝固斑によって焼灼の程度を確認しつつ光凝固が行われていた。組織の十分な焼灼を目的とする光凝固においては、焼灼範囲が網膜表面まで達するため、この従来手法は有効である。しかし、閾値下凝固では網膜表面に凝固斑が現れないため、この従来手法は適用できない。

【0006】

なお、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）を利用して網膜表面に現れない組織変化

10

20

30

40

50

(つまり、網膜深部の組織変化)を検出する技術も開発されている。しかし、閾値下凝固による組織変化の状態をリアルタイムで可視化してユーザーに提示することは難しい。特に、眼内に挿入されたプローブを介して閾値下凝固を好適に行うことは極めて困難である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特表2009-513279号公報

【特許文献2】特表2009-516552号公報

【特許文献3】特開2014-230743号公報

【特許文献4】特開2017-209385号公報

【特許文献5】特開2018-068545号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の目的は、閾値下凝固において生じた網膜深部の組織変化の可視化を好適に行うことにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

例示的な実施形態の第1の態様は、眼内に挿入されたプローブを介して網膜に閾値下凝固を適用するための光凝固装置であって、閾値下凝固のための治療光を前記プローブを介して前記網膜に適用するレーザー照射系と、前記プローブを介して前記網膜に光コヒーレンストモグラフィ(OCCT)スキャンを適用する第1OCCT系と、ユーザーからの指示を受けて、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御と、少なくとも当該治療光の適用の後に前記網膜にOCCTスキャンを適用するための前記第1OCCT系の制御とを実行する制御部と、当該治療光の適用よりも前に前記網膜に適用されたOCCTスキャンにより収集されたデータから構築された第1OCCT画像を記憶する第1記憶部と、当該治療光の適用の後に前記網膜に適用されたOCCTスキャンにより収集されたデータから第2OCCT画像を構築する画像構築部と、前記第1OCCT画像と前記第2OCCT画像とを比較することにより、当該治療光による前記網膜の組織変化を表す変化情報を取得する変化情報取得部と、前記変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置に表示させる表示制御部とを含む。

【0010】

例示的な実施形態の第2の態様は、第1の態様の光凝固装置であって、前記制御部は、前記第1OCCT画像を取得するためのOCCTスキャンを前記網膜に適用するための前記第1OCCT系の第1制御を実行し、前記第1制御の後に前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御を実行し、当該制御の後に前記第2OCCT画像を取得するためのOCCTスキャンを適用するための前記第1OCCT系の第2制御を実行することを特徴とする。

【0011】

例示的な実施形態の第3の態様は、第2の態様の光凝固装置であって、前記第1制御で適用されるOCCTスキャン及び前記第2制御で適用されるOCCTスキャンのそれぞれは、Aスキャンであることを特徴とする。

【0012】

例示的な実施形態の第4の態様は、第1の態様の光凝固装置であって、前記第1OCCT画像は、前記網膜の3次元領域にOCCTを適用して収集されたデータから構築された3次元OCCT画像であることを特徴とする。

【0013】

例示的な実施形態の第5の態様は、第4の態様の光凝固装置であって、治療光の適用の後に前記網膜に適用されるOCCTスキャンは、Aスキャンであることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

例示的な実施形態の第 6 の態様は、第 1 ~ 第 5 の態様のいずれかの光凝固装置であって、前記制御部は、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御を実行する度に、前記網膜に OCT スキャンを適用するための前記第 1 OCT 系の制御を実行し、前記画像構築部は、前記第 1 OCT 系により OCT スキャンが適用される度に第 2 OCT 画像を構築し、前記変化情報取得部は、前記画像構築部により第 2 OCT 画像が構築される度に変化情報を取得し、前記表示制御部は、前記変化情報取得部により変化情報が取得される度に、前記網膜画像とともに前記ユーザーに提供される変化画像の表示を更新することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

例示的な実施形態の第 7 の態様は、第 6 の態様の光凝固装置であって、前記制御部は、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御の直後に、前記網膜に OCT スキャンを適用するための前記第 1 OCT 系の制御を実行することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

例示的な実施形態の第 8 の態様は、第 1 ~ 第 7 の態様のいずれかの光凝固装置であって、前記網膜の複数の位置にそれぞれ治療光が照射された後、前記複数の位置の全てを含むエリアに対して OCT スキャンを適用する第 2 OCT 系を更に含み、前記画像構築部は、前記第 2 OCT 系により収集されたデータから第 3 OCT 画像を構築し、前記変化情報取得部は、前記第 1 OCT 画像と前記第 3 OCT 画像とを比較することにより、当該エリアにおける前記網膜の組織変化の分布を表す第 1 変化分布情報を取得し、前記表示制御部は、前記第 1 変化分布情報に基づく第 1 変化分布画像を所定の網膜画像とともに前記表示装置に表示させることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

例示的な実施形態の第 9 の態様は、第 8 の態様の光凝固装置であって、前記変化情報取得部は、前記第 2 OCT 画像と前記第 3 OCT 画像とを比較することにより、前記複数の位置の全てを含むエリアにおける前記網膜の組織変化の分布を表す第 2 変化分布情報を取得し、前記表示制御部は、前記第 2 変化分布情報に基づく第 2 変化分布画像を所定の網膜画像とともに前記表示装置に表示させることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

例示的な実施形態の第 10 の態様は、第 1 ~ 第 9 の態様のいずれかの光凝固装置であって、前記変化情報取得部は、前記網膜の略同一の位置について異なる時刻に取得された 2 以上の OCT 画像からモーションコントラストデータを構築し、前記モーションコントラストデータから前記網膜の組織変化を求めることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

例示的な実施形態の第 11 の態様は、第 1 ~ 第 10 の態様のいずれかの光凝固装置であって、前記表示制御部は、第 1 レイヤーに前記網膜画像を表示させ、且つ、前記第 1 レイヤー上に重ねて設定された第 2 レイヤーに、前記変化情報取得部により取得された情報に基づく画像を表示させることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

例示的な実施形態の第 12 の態様は、第 11 の態様の光凝固装置であって、前記表示制御部は、前記レーザー照射系により前記網膜に適用された治療光の照射条件を、前記変化情報取得部により取得された情報に基づく画像とともに表示させることを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

例示的な実施形態の第 13 の態様は、第 1 ~ 第 12 の態様のいずれかの光凝固装置であって、治療レポートのテンプレートを予め記憶する第 2 記憶部と、少なくとも前記変化情報取得部により取得された情報に基づいて前記テンプレートにデータを入力するレポート作成部とを更に含むことを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

例示的な実施形態の第 14 の態様は、第 1 ~ 第 13 の態様のいずれかの光凝固装置であって、前記網膜画像は、眼底カメラにより取得された前記網膜の画像、走査型レーザー検

10

20

30

40

50

眼鏡により取得された前記網膜の画像、手術用顕微鏡により取得された前記網膜の画像、スリットランプ顕微鏡により取得された前記網膜の画像、及び、OCTにより取得された前記網膜の正面画像のいずれかであることを特徴とする。

【0023】

例示的な実施形態の第15の態様は、第1～第13の態様のいずれかの光凝固装置であって、前記ユーザーが接眼レンズを介して前記網膜の拡大像を観察するための観察系と、前記表示装置を起点とする光路を前記接眼レンズに向かう前記観察系の光路に合成する光路合成部材とを更に含むことを特徴とする。

【0024】

例示的な実施形態の第16の態様は、眼内に挿入されたプローブを介して閾値下凝固のための治療光を網膜に適用するレーザー照射系と、前記プローブを介して前記網膜に光コヒーレンストモグラフィ(OCT)スキャンを適用するOCT系とを含む光凝固装置を制御する方法であって、ユーザーからの指示を受けて、前記網膜に治療光を適用するための前記レーザー照射系の制御と、少なくとも当該治療光の適用の後に前記網膜にOCTスキャンを適用するための前記OCT系の制御とを実行する制御ステップと、当該治療光の適用よりも前に前記網膜に適用されたOCTスキャンにより収集されたデータから構築された第1OCT画像を記憶する記憶ステップと、当該治療光の適用の後に前記網膜に適用されたOCTスキャンにより収集されたデータから第2OCT画像を構築する画像構築ステップと、前記第1OCT画像と前記第2OCT画像とを比較することにより、当該治療光による前記網膜の組織変化を表す変化情報取得ステップと、前記変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置に表示させる表示制御ステップとを含む。

10

20

【0025】

例示的な実施形態の第17の態様は、第16の態様の制御方法をコンピューターに実行させるプログラムである。

【0026】

例示的な実施形態の第18の態様は、第17の態様のプログラムが記録されたコンピューター可読な非一時的記録媒体である。

【発明の効果】

【0027】

例示的な実施形態によれば、閾値下凝固において生じた網膜深部の組織変化の可視化を好適に行うことが可能になる。

30

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】例示的な実施形態に係る光凝固装置の構成を表す概略図である。

【図2】例示的な実施形態に係る光凝固装置の構成を表す概略図である。

【図3】例示的な実施形態に係る光凝固装置の構成を表す概略図である。

【図4】例示的な実施形態に係る光凝固装置の構成を表す概略図である。

【図5A】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を表すフローチャートである。

【図5B】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を表すフローチャートである。

40

【図6A】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図6B】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図6C】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図6D】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図6E】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

50

【図 7 A】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図 7 B】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図 7 C】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図 8 A】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図 8 B】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を説明するための概略図である。

【図 9 A】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を表すフローチャートである。

【図 9 B】例示的な実施形態に係る光凝固装置の使用形態を表すフローチャートである。

【図 10】変形例に係る光凝固装置の構成を表す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

光凝固装置、光凝固装置の制御方法、プログラム、及び、記録媒体の例示的な実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、本明細書にて引用した文献に開示された事項を含む任意の公知技術を、実施形態に組み合わせることが可能である。

【0030】

以下の開示では、光コヒーレンストモグラフィ（OCT）の方式としてスウェプトソース OCT が採用されている。実施形態に適用可能な OCT の方式は、スウェプトソース OCT に限定されず、例えばスペクトラルドメイン OCT であってもよい。

【0031】

スウェプトソース OCT は、波長可変光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検物からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光をバランスドフォトダイオード等の光検出器で検出し、波長の掃引及び測定光のスキャンに応じて収集された検出データにフーリエ変換等を施して画像を構築する手法である。

【0032】

スペクトラルドメイン OCT は、低コヒーレンス光源からの光を測定光と参照光とに分割し、被検物からの測定光の戻り光を参照光と重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光のスペクトル分布を分光器で検出し、検出されたスペクトル分布にフーリエ変換等を施して画像を構築する手法である。

【0033】

このように、スウェプトソース OCT は時分割でスペクトル分布を取得する OCT 手法であり、スペクトラルドメイン OCT は空間分割でスペクトル分布を取得する OCT 手法である。なお、実施形態に適用可能な OCT 手法はこれらに限定されず、他の形態的イメージング OCT（例えば、タイムドメイン OCT）であってもよいし、機能的イメージング OCT（例えば、偏光 OCT、血流計測 OCT）であってもよい。

【0034】

本明細書においては、特に言及しない限り、「画像データ」と、それに基づく「画像」とを区別しない。同様に、特に言及しない限り、患者眼の部位又は組織と、それを表現する画像とを区別しない。

【0035】

光凝固装置の構成

例示的な実施形態に係る光凝固装置の構成を図 1 に示す。一般に、光凝固装置は、光凝固（閾値下凝固）のためのレーザー光を網膜に照射するための構成と、眼底の拡大像を観察するための構成とを備える。

【0036】

レーザー光を網膜に照射するための構成は従来と同様であってもよい。例えば、特開 2016 - 159070 号公報に開示された構成又はその変形を本実施形態に適用することが

10

20

30

40

50

可能である。

【0037】

本実施形態では、眼底拡大観察のために眼科手術用顕微鏡が適用される。このような眼科手術用顕微鏡の例として、特開2016-206348号公報に開示されたものが知られている。他方、スリットランプ顕微鏡などの任意の眼科顕微鏡を眼底拡大観察のために用いてもよい。

【0038】

図1に示す光凝固装置1は、光学ユニット2と、照明系10と、観察系20と、撮影系30と、OCT系40と、コンピューター200を含む。表示装置300は、光凝固装置1に含まれてもよいし、光凝固装置1(コンピューター200)に接続された周辺機器であってよい。

10

【0039】

光学ユニット2

光学ユニット2は、各種の光学要素を含む。光学ユニット2は、閾値下凝固のための光(照準光、治療光)を光ファイバー3及びプローブ4を介して患者眼Eの網膜Erに適用するために使用される。更に、光学ユニット2は、光ファイバー3及びプローブ4を介して網膜ErにOCTスキャンを適用するために使用される。

【0040】

光学ユニット2の構成の例を図2に示す。本例の光学ユニット2は、レーザーユニット7と、OCTユニット8とを含む。更に、光学ユニット2は、レーザーユニット7からの光路とOCTユニット8からの光路とを合成するビームスプリッター9を含む。ビームスプリッター9は、例えば、ダイクロイックミラー又はハーフミラーであってよい。

20

【0041】

光学ユニット2は、アダプター2aを有する。アダプター2aには、光ファイバー3の基端に設けられたアダプター3aが結合される。これにより、光学ユニット2と光ファイバー3とが光学的に結合される。なお、光学的結合に加え、電氣的結合などが実現されてもよい。

【0042】

レーザーユニット7は、閾値下凝固のための光を網膜Erに照射するための要素を備える。レーザーユニット7は、例えば、特開2016-159070号公報に開示された実施形態と同様の構成を有し、照準光源と治療光源とを含む。

30

【0043】

照準光源は、レーザー治療(閾値下凝固)が適用される箇所に照準を合わせるための照準光を発生する。照準光はエイミング光とも呼ばれる。照準光は、例えば、可視光成分及び赤外光成分の一方又は双方を含み、少なくとも、後述のイメージセンサー33が感度を有する波長帯に含まれる波長成分を含む。本実施形態では、観察系20を介した観察のために、照準光は少なくとも可視光成分を含む。

【0044】

治療光源は、治療用レーザー光(治療光)を発する。治療光は、その用途に応じて可視レーザー光でも不可視レーザー光でもよい。また、治療光源は、異なる波長のレーザー光を発する単一のレーザー光源又は複数のレーザー光源を含んでいてよい。

40

【0045】

光学ユニット2は、照準光及び治療光を選択的に出力するための構成を含む。また、2以上の治療光源が設けられている場合、光学ユニット2は、これら治療光源からの光を選択的に出力するための構成を更に含む。

【0046】

レーザーユニット7から出力された光(照準光、治療光)は、ビームスプリッター9を透過し、アダプター2a及びアダプター3aを介して光ファイバー3に入射する。光ファイバー3に入射した光は、光ファイバー3を通じてプローブ4に導かれる。光ファイバー3は、プローブ4の基端に接続されている。プローブ4の一部(先端を含む)は、患者眼

50

Eの強膜に形成された孔部を介して眼内に挿入される。光ファイバー3を通じてプローブ4に導かれた光は、プローブ4の先端から出射して網膜Erに照射される。なお、図示は省略するが、他の手術器具が眼内に挿入されてもよい。

【0047】

OCTユニット8は、網膜ErにOCTスキャンを適用するための要素を備える。OCTユニット8は、例えば、図3を参照して後述されるOCTユニット100と同様に、スウェプトソースOCTを実行するための光学系を含む。この光学系は干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長可変光源からの光を測定光と参照光とに分割する。

【0048】

測定光は、ビームスプリッター9により反射され、アダプター2a及びアダプター3aを介して光ファイバー3に入射する。光ファイバー3に入射した測定光は、光ファイバー3を通じてプローブ4に導かれ、その先端から出射して網膜Erに投射される。

【0049】

網膜Erに投射された測定光の戻り光は、プローブ4、光ファイバー3、アダプター3a、及びアダプター2aを介して光学ユニット2に入射する。光学ユニット2に入射した戻り光は、ビームスプリッター9により反射されてOCTユニット8に入射する。OCTユニット8は、測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干渉光の検出により得られたデータ（検出信号、干渉信号）は、干渉光のスペクトルを表す信号であり、コンピューター200に送られる。

【0050】

照明系10

照明系10は、患者眼Eの眼底Efに照明光を投射する。照明系10は、照明光源11と、コンデンサーレンズ12と、照明野絞り13と、スリット板14と、コリメーターレンズ15と、反射器16とを含む。

【0051】

照明光源11は照明光を出力する。照明光は、例えば、可視光成分及び赤外光成分の一方又は双方を含み、少なくとも、後述のイメージセンサー33が感度を有する波長帯に含まれる波長成分を含む。典型的には、眼底観察時の縮瞳を回避するために、赤外光成分のみを含む照明光が適用される。照明光源11から出力された照明光は、コンデンサーレンズ12により屈折され、照明野絞り13に導かれる。

【0052】

照明野絞り13は、照明光が投射される領域を制限する光学部材である。照明野絞り13は、対物レンズ21の前側焦点と光学的に共役な位置に設けられている。照明野絞り13を通過した照明光は、スリット板14に導かれる。

【0053】

スリット板14は、複数の透光部（スリット）が形成された遮光板である。複数のスリットの形状は、反射器16の反射面の形状に対応する。スリット板14は、図示しない機構により駆動され、複数のスリットが選択的に光路に配置される。スリットは、対物レンズ21の前側焦点と光学的に共役な位置に配置される。スリットを通過した照明光は、コリメーターレンズ15に導かれる。

【0054】

コリメーターレンズ15は、スリットを通過した照明光を平行光束にする。平行光束になった照明光は、反射器16の反射面にて反射され、対物レンズ21（及び前置レンズ29）を経由して患者眼Eに投射される。患者眼Eに投射された照明光の戻り光（反射光）は、観察系20に入射する。

【0055】

観察系20

観察系20は、患者眼Eの拡大像を接眼レンズ28を介してユーザー（医師）に提供する。なお、特開2016-206348号公報に開示された実施形態と同様に、観察系20は左右一対の光学系を有する（図示省略）。左側の光学系はユーザーの左眼に拡大像を

10

20

30

40

50

提供し、右側の光学系は右眼に拡大像を提供する。それにより、患者眼 E の拡大立体像（実体像）の観察が可能になる。以下、特に言及しない限り、左右の光学系の一方について説明する

【0056】

観察系 20 は、左右の光学系に共通の対物レンズ 21 を含む。更に、左右の光学系のそれぞれは、ズームレンズ群 22、23 及び 24 と、ビームスプリッター 25 と、結像レンズ 26 と、像正立プリズム 27 と、接眼レンズ 28 とを含む。なお、特開 2016-206348 号公報に開示された実施形態と同様に、左右の光学系のそれぞれは、眼幅調整プリズムや視野絞りを含んでいてもよい。

【0057】

患者眼 E に投射された照明光の戻り光は、（前置レンズ 29 を介して）対物レンズ 21 導かれる。対物レンズ 21 により屈折された戻り光は、ズームレンズ群 22、23 及び 24 に導かれる。

【0058】

ズームレンズ群 22、23 及び 24 は、図示しない機構により、光軸に沿って相対的に移動される。これにより、患者眼 E を観察又は撮影する際の拡大倍率を変更される。ズームレンズ群 22、23 及び 24 により屈折された戻り光は、ビームスプリッター 25 に導かれる。

【0059】

ビームスプリッター 25 は、観察系 20 の光路から撮影系 30 の光路を分岐させる。換言すると、ビームスプリッター 25 は、観察系 20 の光路と撮影系 30 の光路とを合成する。これにより、ズームレンズ群 22、23 及び 24 を介してビームスプリッター 25 に入射した戻り光の一部が結像レンズ 26 に導かれ、且つ、当該戻り光の他の一部が撮影系 30 に導かれる。

【0060】

結像レンズ 26 に導かれた戻り光は、その屈折作用を受けた後、像正立プリズム 27 に導かれる。像正立プリズム 27 は、結像レンズ 26 により形成される像（倒像）を正立像に変換する。ユーザーは、接眼レンズ 28 を介してこの正立像を観察することができる。

【0061】

前述した眼幅調整プリズムが設けられている場合、ユーザーの眼幅（左眼と右眼との間の距離）に応じて左右の光学系の間の距離を調整することが可能である。また、前述した視野絞りは、ユーザーの視野を制限するように作用する。

【0062】

前置レンズ 29 は、眼底観察時に、対物レンズ 21 の前側焦点と患者眼 E との間に挿入される。前眼部観察時には、前置レンズ 29 は光路から退避される。特開 2016-206348 号公報に開示された実施形態と同様に、それぞれ異なる屈折力（例えば、40 ディオプター、80 ディオプター、120 ディオプター）を有する複数個の前置レンズが用意されており、これらが選択的に使用される。

【0063】

本実施形態では、左右の光学系が共通の対物レンズを備え、且つ、左右の光軸が平行に配置された、ガリレオ式実体顕微鏡が適用されている。他方、左右の光学系が個別の対物レンズを備え、且つ、左右の光軸が非平行に配置された、グリノー式実体顕微鏡を適用することも可能である。適用可能なグリノー式実体顕微鏡の例として、特開 2017-012431 号公報に開示されたものがある。

【0064】

撮影系 30

撮影系 30 は、患者眼 E の網膜 E_r を動画撮影することが可能である。撮影系 30 は、ビームスプリッター 31 と、結像レンズ 32 と、イメージセンサー 33 とを含む。イメージセンサー 33 は、例えば、CCD (Charge Coupled Devices) イメージセンサー、又は、CMOS (Complementary Metal Oxi

10

20

30

40

50

de Semiconductor) イメージセンサーであってよい。

【0065】

観察系20のビームスプリッター25により撮影系30の光路に導かれた戻り光は、ビームスプリッター31に導かれる。ビームスプリッター31は、撮影系30の光路からOCT系40の光路を分岐させる。換言すると、ビームスプリッター31は、撮影系30の光路とOCT系40の光路とを合成する。ビームスプリッター31は、典型的にはダイクロミックミラーであり、OCT系40において用いられる波長帯の光を反射し、撮影系30において用いられる波長帯の光を透過させる。

【0066】

結像レンズ32に導かれた戻り光は、その屈折作用を受けた後、イメージセンサー33に導かれる。イメージセンサー33は、所定の撮影レート(フレームレート)での動画撮影が可能である。撮影レートは固定でも可変でもよい。

【0067】

OCT系40

OCT系40は、患者眼Eの網膜ErにOCTスキャンを適用する。OCT系40は、OCTユニット100と、光ファイバー41と、コリメーターレンズユニット42と、OCT合焦レンズ43と、光スキャナー44とを含む。

【0068】

図3に示す例示的なOCTユニット100には、スウェプトソースOCTを実行するための光学系が設けられている。この光学系は干渉光学系を含む。この干渉光学系は、波長可変光源からの光を測定光と参照光とに分割し、患者眼Eに投射された測定光の戻り光と参照光路を経由した参照光とを重ね合わせて干渉光を生成し、この干渉光を検出する。干渉光の検出により得られたデータ(検出信号、干渉信号)は、干渉光のスペクトルを表す信号であり、コンピューター200に送られる。

【0069】

光源ユニット101は、例えば、出射光の波長を高速で変化させる近赤外波長可変レーザーを含む。光源ユニット101から出力された光L0は、光ファイバー102により偏光デバイス103に導かれてその偏光状態が調整される。更に、光L0は、光ファイバー104によりファイバーカブラ105に導かれて測定光LSと参照光LRとに分割される。測定光LSの光路は測定アームと呼ばれ、参照光LRの光路は参照アームと呼ばれる。

【0070】

ファイバーカブラ105により生成された参照光LRは、光ファイバー110によりコリメーターレンズ111に導かれて平行光束に変換され、光路長補正部材112及び分散補償部材113を経由し、リトロリフレクター114に導かれる。光路長補正部材112は、参照光LRの光路長と測定光LSの光路長とを合わせるよう作用する。分散補償部材113は、参照光LRと測定光LSとの間の分散特性を合わせるよう作用する。リトロリフレクター114は、これに入射する参照光LRの光路に沿って移動可能であり、それにより参照アームの長さが変更される。参照アーム長の変更は、例えば、眼軸長に応じた光路長補正や、干渉状態の調整などに利用される。

【0071】

リトロリフレクター114を経由した参照光LRは、分散補償部材113及び光路長補正部材112を経由し、コリメーターレンズ116によって平行光束から集束光束に変換され、光ファイバー117に入射する。光ファイバー117に入射した参照光LRは、偏光デバイス118に導かれてその偏光状態が調整され、光ファイバー119を通じてアッテネーター120に導かれてその光量が調整され、光ファイバー121を通じてファイバーカブラ122に導かれる。

【0072】

一方、ファイバーカブラ105により生成された測定光LSは、光ファイバー41を通じてコリメーターレンズユニット42に導かれて平行光束に変換され、OCT合焦レンズ43及び光スキャナー44を経由し、ビームスプリッター31により反射され、ビームス

10

20

30

40

50

ブリッター 25 により反射され、ズームレンズ群 24、23 及び 22 並びに対物レンズ 21 (更には前置レンズ 29) を経由して患者眼 E に投射される。

【0073】

測定光 LS は、患者眼 E の様々な深さ位置において散乱・反射される。測定光 LS の患者眼 E からの戻り光は、患者眼 E に投射された測定光 LS とは逆向きに測定アームを進行してファイバーケーブル 105 に導かれ、光ファイバー 128 を経由してファイバーケーブル 122 に導かれる。

【0074】

ファイバーケーブル 122 は、光ファイバー 128 を介して入射された測定光 LS と、光ファイバー 121 を介して入射された参照光 LR とを重ね合わせて干渉光を生成する。ファイバーケーブル 122 は、生成された干渉光を所定の分岐比 (例えば 1:1) で分岐することで一対の干渉光 LC を生成する。一対の干渉光 LC は、それぞれ光ファイバー 123 及び 124 を通じて検出器 125 に導かれる。

【0075】

検出器 125 は、例えばバランスフォトダイオードを含む。バランスフォトダイオードは、一対の干渉光 LC をそれぞれ検出する一対のフォトディテクタを含み、これらにより得られた一対の検出信号の差分を出力する。検出器 125 は、この出力 (差分信号) をデータ収集システム (DAQ) 130 に送る。

【0076】

データ収集システム 130 には、光源ユニット 101 からクロック KC が供給される。クロック KC は、光源ユニット 101 において、波長可変光源により所定の波長範囲内で掃引される各波長の出力タイミングに同期して生成される。光源ユニット 101 は、例えば、各出力波長の光 L0 を分岐して 2 つの分岐光を生成し、これら分岐光の一方を光学的に遅延させ、これら分岐光を合成し、得られた合成光を検出し、その検出信号に基づいてクロック KC を生成する。データ収集システム 130 は、検出器 125 からの入力信号 (差分信号) のサンプリングをクロック KC に基づき実行する。データ収集システム 130 は、このサンプリングで得られたデータをコンピューター 200 に送る。

【0077】

一般に、眼科用 OCT 装置には、コヒーレンスゲートを深さ方向 (軸方向) に移動するために、測定アーム長と参照アーム長との間の差 (光路長差) を変更するための要素が設けられる。本例では、参照アーム長を変更するための要素 (リトロリフレクタ 114、又は参照ミラー) が設けられている。他方、測定アーム長を変更するための要素が設けられていてもよい。

【0078】

OCT 合焦レンズ 43 は、測定アームのフォーカス調整を行うために (つまり焦点位置を変更するために)、測定アームに沿って移動される。

【0079】

前置レンズ 29 が光路に挿入されているとき、光スキャナー 44 は、実質的に、患者眼 E の瞳孔に対して光学的に共役な位置に配置される。光スキャナー 44 は、測定アームにより導かれる測定光 LS を偏向する。光スキャナー 44 は、例えば、2 次元走査が可能なガルバノスキャナーである。典型的には、光スキャナー 44 は、測定光 LS を第 1 方向 ($\pm x$ 方向) に偏向するための 1 次元スキャナー (x - スキャナー) と、第 1 方向に直交する第 2 方向 ($\pm y$ 方向) に測定光 LS を偏向するための 1 次元スキャナー (y - スキャナー) とを含む。このような構成が適用される場合、例えば、x - スキャナー及び y - スキャナーのいずれか一方が上記の光学的共役位置に配置されるか、或いは、x - スキャナーと y - スキャナーとの間に上記の光学的共役位置が配置される。

【0080】

コンピューター 200

コンピューター 200 は、光凝固装置 1 の各部を制御する。また、コンピューター 200 は、各種のデータ処理を実行する。

10

20

30

40

50

【0081】

コンピューター200は、例えば、プロセッサ、RAM(Random Access Memory)、ROM(Read Only Memory)、ハードディスクドライブ、通信インターフェイスなどを含む。ハードディスクドライブ等の記憶装置には各種のコンピュータープログラムが格納されており、コンピューター200のプロセッサによって実行される。コンピューター200は、操作デバイス、入力デバイス、表示デバイスなどを含んでいてもよい。

【0082】

なお、本明細書において「プロセッサ」は、ソフトウェアプログラムに記述された命令セットを実行するためのハードウェアであり、典型的には、演算装置、レジスタ、周辺回路などから構成される。プロセッサは、例えば、CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、MPU(Micro-Processing Unit)、DSP(Digital Signal Processor)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、プログラマブル論理デバイス(例えば、SPLD(Simple Programmable Logic Device)、CPLD(Complex Programmable Logic Device)、FPGA(Field Programmable Gate Array))等の回路(circuit)や電気回路構成(又は、電気回路構成要素:circuitry)を意味する。プロセッサは、例えば、記憶ハードウェア(例えば、記憶回路、記憶装置)に格納されているプログラムを読み出し実行することで、例示的な実施形態に係る機能を実現する。プロセッサは、記憶ハードウェアの少なくとも一部を含んでいてもよい。

【0083】

コンピューター200は、図示しないユーザーインターフェイスを含んでいてもよい。ユーザーインターフェイスは、表示部と操作部とを含む。表示部は、表示装置300を含んでいてもよい。操作部は、各種の操作デバイスや入力デバイスを含む。ユーザーインターフェイスは、例えばタッチパネルのような表示機能と操作機能とが一体となったデバイスを含んでいてもよい。

【0084】

処理系

光凝固装置1の処理系の例示的な構成を図4に示す。制御部210、記憶部220、及びデータ処理部230は、コンピューター200に含まれる。なお、顕微鏡ユニット5は、照明系10、観察系20、及び撮影系30を含む。

【0085】

制御部210

制御部210は、光凝固装置1の各要素(図1~図4に示された要素を含む)を制御する。制御部210は、プロセッサ及び記憶装置を含む。制御部210の機能は、典型的には、プロセッサを含むハードウェアと、制御プログラムを含むソフトウェアとの協働によって実現される。制御回路を含むハードウェアによって制御部210の機能の少なくとも一部を実現するようにしてもよい。

【0086】

制御部210は、レーザー制御部211と、スキャン制御部212と、表示制御部213とを含む。

【0087】

レーザー制御部211

レーザー制御部211は、レーザーユニット7を制御する。レーザー制御部211は、前述した照準光源及び治療光源の制御を行う。例えば、レーザー制御部211は、出力のオン/オフや、出力強度(出力パワー)の制御を行う。1つ以上の治療光源により複数種類の治療光を出力可能な構成が適用される場合、レーザー制御部211は、複数種類の治療光を選択的に出力させるための制御を行う。

【 0 0 8 8 】

スキャン制御部 2 1 2

スキャン制御部 2 1 2 は、OCTユニット 8 を用いた OCT スキャンに関する制御と、OCT 系 4 0 を用いた OCT スキャンに関する制御とを実行する。

【 0 0 8 9 】

OCTユニット 8 を用いた OCT スキャンに関する制御として、スキャン制御部 2 1 2 は、OCTユニット 8 内の光源（波長可変光源など）の制御、アーム長を変更する制御などを実行する。なお、OCTユニット 8 を用いた OCT スキャンは、典型的には、横方向のスキャンを伴わない軸方向（Aライン）に沿った 1 次元スキャン（A スキャン）である。なお、B スキャンや 3 次元スキャンを実行可能とするために、横方向のスキャンのための要素をプローブ 4 に設けてもよい。

10

【 0 0 9 0 】

OCT 系 4 0 を用いた OCT スキャンに関する制御として、スキャン制御部 2 1 2 は、光源ユニット 1 0 1 の制御、光スキャナー 4 4 の制御（横方向のスキャンの制御）、アーム長を変更する制御などを実行する。スキャン制御部 2 1 2 は、少なくとも、光源ユニット 1 0 1 の制御と光スキャナー 4 4 との組み合わせによって網膜 E r に OCT スキャンを適用する。スキャン制御部 2 1 2 が実行可能な制御の詳細については後述する。

【 0 0 9 1 】

表示制御部 2 1 3

表示制御部 2 1 3 は、各種の情報を表示装置 3 0 0 に表示させる。また、表示制御部 2 1 3 は、表示される情報に関する各種のデータ処理を実行可能である。表示制御部 2 1 3 が実行可能な制御の詳細については後述する。

20

【 0 0 9 2 】

記憶部 2 2 0

記憶部 2 2 0 は各種のデータを記憶する。また、記憶部 2 2 0 は、光凝固装置 1 を動作させるための各種ソフトウェアや各種パラメーターや各種テンプレートを記憶する。

【 0 0 9 3 】

本実施形態において、記憶部 2 2 0 は、網膜 E r の OCT 画像を予め記憶していてよい。この OCT 画像を基準 OCT 画像と呼ぶ。基準 OCT 画像は、少なくとも網膜 E r の 3 次元領域を表現する、眼底 E f の 3 次元画像である。典型的には、基準 OCT 画像は、網膜 E r の広域に OCT スキャンを適用して得られた広域 OCT 画像である。この広域 OCT 画像は、広角 OCT スキャンによって得られた画像でもよいし、パノラマ OCT スキャンによって得られたモザイク画像でもよい。パノラマ OCT スキャンは、眼底 E f の複数の領域に OCT スキャンを順次に適用するスキャンモードであり、モザイク画像は、これら複数の領域に対応する OCT 画像を貼り合わせて構築された画像である。

30

【 0 0 9 4 】

網膜 E r へのレーザー照射の前には OCT スキャンを適用することなく、レーザー照射の後にのみ OCT スキャンを適用する構成が採用される場合に、基準 OCT 画像を準備することができる。基準 OCT 画像は、今回のレーザー治療よりも前に取得されてもよいし、今回のレーザー治療の開始後且つレーザー照射よりも前に取得されてもよい。後者の例として、今回のレーザー治療における最初のレーザー照射よりも前に、OCT 系 4 0 を使用して基準 OCT 画像を取得することができる。

40

【 0 0 9 5 】

本実施形態の記憶部 2 2 0 は、治療レポートのテンプレートを予め記憶する。治療レポートは、実施された光凝固治療に関する報告書（レポート）である。本実施形態では、既定フォーマットのテンプレートに情報を入力することによって治療レポートが作成される。このテンプレートが記憶部 2 2 0 に格納されている。

【 0 0 9 6 】

記憶部 2 2 0 は、典型的には、ハードディスクのような比較的大容量の記憶装置を含む。なお、通信回線上に配置された記憶装置や情報処理装置に各種データを記憶するように

50

してもよい。この場合、記憶部 220 は比較的大容量の記憶装置を含まなくてもよい。光凝固装置 1 の周辺機器として設けられた比較的大容量の記憶装置を利用する場合も同様である。

【0097】

データ処理部 230

データ処理部 230 は、各種のデータ処理を実行する。例えば、データ処理部 230 は、OCT 画像データを構築することや、OCT 画像データに画像処理や解析処理を適用することや、観察画像データ又は撮影画像データに画像処理や解析処理を適用することが可能である。

【0098】

データ処理部 230 の機能は、典型的には、プロセッサを含むハードウェアと、データ処理プログラムを含むソフトウェアとの協働により実現される。データ処理回路を含むハードウェアによってデータ処理部 230 の機能の少なくとも一部を実現するようにしてもよい。

【0099】

データ処理部 230 は、OCT 画像構築部 231 と、変化情報取得部 232 と、レポート作成部 233 とを含む。

【0100】

OCT 画像構築部 231

OCT 画像構築部 231 は、OCT ユニット 8 により収集されたデータから OCT 画像データを構築する。更に、OCT 画像構築部 231 は、OCT ユニット 100 により収集されたデータから OCT 画像データを構築する。以下、後者の画像データ構築処理を主として説明するが、前者の画像データ構築処理も同じ要領で実行される。なお、

【0101】

典型的には、OCT 画像構築部 231 は、OCT ユニット 100 のデータ収集システム 130 により収集されたデータから断面像データを形成する。この処理には、従来のスウェプトソース OCT と同様に、ノイズ除去（ノイズ低減）、フィルタ処理、高速フーリエ変換（FFT）などの信号処理が含まれる。

【0102】

例えば、OCT 画像構築部 231 は、一連の波長走査ごとに（A ラインごとに）、データ収集システム 130 により得られたサンプリングデータ群に基づくスペクトル分布にフーリエ変換等の信号処理を施す。これにより、各 A ラインにおける反射強度プロファイルが構築される。更に、OCT 画像構築部 231 は、各 A ラインの反射強度プロファイルを画像化することによって画像データを形成する。そのための演算処理は、従来のスウェプトソース OCT と同様である。

【0103】

OCT 画像構築部 231 により構築される画像データは、OCT スキャンが適用されたエリアに配列された複数の A ラインに対応する複数の反射強度プロファイルを画像化して得られた一群の画像データを含むデータセットである。

【0104】

A ラインに対する OCT スキャンは、A スキャンと呼ばれる。A スキャンにより得られた画像データを A スキャン画像データと呼ぶ。また、A ラインに沿う方向を A スキャン方向と呼ぶ。A スキャン方向に直交する 1 次元方向に配列された複数の A スキャンは、B スキャンと呼ばれる。A スキャン方向に直交する当該 1 次元方向を B スキャン方向と呼ぶ。また、B スキャンにより得られた画像データを B スキャン画像データと呼ぶ。B スキャン画像データは、2 次元断面像データである。

【0105】

OCT 画像構築部 231 により構築される画像データは、例えば、1 以上の A スキャン画像データ、1 以上の B スキャン画像データ、又は、3 次元画像データである。3 次元画像データは、3 次元座標系により表現された画像データであり、その典型例としてスタッ

10

20

30

40

50

クデータとボリュームデータがある。スタックデータは、複数のBスキャン画像データを単一の3次元座標系に埋め込むことで構築される。ボリュームデータはボクセルデータとも呼ばれ、スタックデータにボクセル化処理を施すことで構築される。

【0106】

なお、本実施形態では、プローブ4が横方向スキャンを有していないため、OCTユニット8により収集されたデータからAスキャン画像データが構築される。ただし、横方向スキャンが可能なプローブが用いられる実施形態においては、OCTユニット8により収集されたデータから構築される画像データは、Aスキャン画像データに限定されず、スキャンモードに応じた画像データ（例えば、Bスキャン画像データ、3次元画像データ）であってもよい。

10

【0107】

OCT画像構築部231は、公知の画像処理技術を利用して画像データを加工することができる。例えば、OCT画像構築部231は、3次元画像データにレンダリングを適用して新たな画像データを構築することができる。レンダリングの手法としては、ボリュームレンダリング、最大値投影(MIP)、最小値投影(MinIP)、サーフェスレンダリング、多断面再構成(MPR)などがある。また、OCT画像構築部231は、3次元画像データをAライン方向に投影してプロジェクションデータを構築することができる。また、OCT画像構築部231は、3次元画像データの一部をAライン方向に投影してシャドウグラムを構築することができる。ここで、シャドウグラムを構築するために投影される3次元画像データの一部は、例えば、セグメンテーションを利用して設定される。

20

【0108】

変化情報取得部232

変化情報取得部232は、異なる時刻に取得された2以上のOCT画像から、治療光による網膜Erの組織変化を表す変化情報を取得する。変化情報は、例えば、組織変化が生じた位置・分布、組織変化の大きさ・形状・程度などの情報を含む。

【0109】

本実施形態において、網膜Erへの治療光の照射の前と後の双方のタイミングでOCTユニット8によりOCTスキャンを適用することができる。つまり、治療光の照射目標位置へのOCTスキャン(OCTユニット8を用いたAスキャン)と、当該照射目標位置への治療光の照射と、治療光の照射位置へのOCTスキャン(OCTユニット8を用いたAスキャン)とを、順次に行うことができる。

30

【0110】

この場合、変化情報取得部232は、治療光の照射前のOCTスキャン(OCTユニット8を用いたAスキャン)で収集されたデータに基づくOCT画像(第1OCT画像)と、治療光の照射後のOCTスキャン(OCTユニット8を用いたAスキャン)で収集されたデータに基づくOCT画像(第2OCT画像)とを比較することで、この治療光による当該照射箇所の組織変化を特定し、その結果を含む変化情報を生成することができる。

【0111】

本実施形態において、記憶部220に基準OCT画像(典型的には、広域3次元画像)が記憶されている場合、網膜Erへの治療光の照射の前にはOCTスキャンを適用することなく、治療光の照射の後にのみOCTスキャンを適用することができる。

40

【0112】

この場合、変化情報取得部232は、基準OCT画像(第1OCT画像)と、治療光の照射後のOCTスキャン(OCTユニット8を用いたAスキャン)で収集されたデータに基づくOCT画像(第2OCT画像)とを比較することで、この治療光による当該照射箇所の組織変化を特定し、その結果を含む変化情報を生成することができる。

【0113】

また、変化情報取得部232は、上記のいずれかの第1OCT画像と、今回の光凝固治療が終了した後のOCTスキャン(OCTユニット100を用いた3次元スキャン)で収集されたデータに基づくOCT画像(3次元画像;第3OCT画像)とを比較することで

50

、今回の光凝固治療（網膜 E r の複数の箇所に対する閾値下凝固）による網膜 E r の組織変化を特定し、その結果を含む変化情報を生成することができる。

【 0 1 1 4 】

また、変化情報取得部 2 3 2 は、網膜 E r の或る箇所に治療光が適用された後に実行された OCT スキャン（OCT ユニット 8 を用いた A スキャン）で収集されたデータに基づく OCT 画像（第 2 OCT 画像）と、今回の光凝固治療が終了した後の OCT スキャン（OCT ユニット 1 0 0 を用いた 3 次元スキャン）で収集されたデータに基づく OCT 画像（3 次元画像；第 3 OCT 画像）とを比較することで、当該箇所に適用された治療光による初期の組織変化とその後の組織変化とを比較し、その結果を含む変化情報を生成することができる。つまり、治療光による組織変化の時間変化を表す変化情報を取得することが可能である。

10

【 0 1 1 5 】

変化情報取得部 2 3 2 は、例えば以下の一連の処理によって網膜 E r の組織変化を求めることが可能である。

【 0 1 1 6 】

まず、必要に応じ、変化情報取得部 2 3 2 は、網膜 E r の略同一の位置について異なる時刻に取得された 2 以上の OCT 画像の間の位置合わせ（レジストレーション）を実行する。

【 0 1 1 7 】

基準 OCT 画像（3 次元画像）が参照される場合、変化情報取得部 2 3 2 は、治療光の照射位置に対応する基準 OCT 画像中の位置を特定する。そのために、変化情報取得部 2 3 2 は、まず、治療光の照射の直前のタイミングで撮影系 3 0 により取得された網膜 E r の正面画像から照準光の像を抽出する。更に、変化情報取得部 2 3 2 は、OCT 画像構築部 2 3 1 が基準 OCT 画像（3 次元画像）から構築したプロジェクション画像（OCT 正面画像）と、上記正面画像との間のレジストレーションを行うことで、上記正面画像における照準光の像の位置に対応する OCT 正面画像中の位置を特定する。なお、典型的には、治療光の照射の直後に OCT スキャンが実行されるので、治療光の照射直前における照準光の位置と、治療光の照射直後の OCT スキャンの適用位置とは、実質的に同じと考えることができる。治療光の照射直後に OCT スキャンが適用されない場合には、上記と同様のレジストレーション（正面画像と OCT 正面画像とのレジストレーション）によって位置特定を行うことが可能である。

20

30

【 0 1 1 8 】

治療光の照射の前と後との双方に OCT スキャン（A スキャン）が適用される場合、典型的には、照射前の OCT スキャンの直後に治療光が照射され、この治療光の照射の直後に OCT スキャンが適用されるので、治療光の照射前の OCT スキャンの適用位置と照射直後の OCT スキャンの適用位置とは、実質的に同じと考えることができる。なお、照射前の OCT スキャンの直後に治療光が照射されない場合や、治療光の照射の直後に OCT スキャンが適用されない場合には、前述したレジストレーション（正面画像と OCT 正面画像とのレジストレーション）によって位置特定を行うことが可能である。

40

【 0 1 1 9 】

必要に応じてレジストレーションが行われた後、変化情報取得部 2 3 2 は、（レジストレーションがなされた）2 以上の OCT 画像の差分又は比を求めることで、これら OCT 画像の間の変化を表す画像を構築する。

【 0 1 2 0 】

その具体例として、変化情報取得部 2 3 2 は、まず、（レジストレーションがなされた）2 以上の OCT 画像からモーションコントラストデータを構築する。続いて、変化情報取得部 2 3 2 は、このモーションコントラストデータから網膜 E r の組織変化を求める。なお、モーションコントラストデータの構築方法は公知であり、例えば、特開 2 0 1 5 - 1 3 1 1 0 7 号公報、特開 2 0 1 6 - 0 1 0 6 5 6 号公報などに開示されている。

【 0 1 2 1 】

50

レポート作成部 2 3 3

レポート作成部 2 3 3 は、治療レポートのテンプレートを記憶部 2 2 0 から読み出し、変化情報取得部 2 3 2 により取得された情報に基づいてこのテンプレートにデータを入力する。

【0 1 2 2】

テンプレートには、各種の入力項目に対応する入力欄が設けられている。前述したように、変化情報取得部 2 3 2 は、組織変化が生じた位置・分布、組織変化の大きさ・形状・程度など、各種の項目について情報を取得する。レポート作成部 2 3 3 は、変化情報取得部 2 3 2 により取得された情報の項目と、テンプレートにおける項目との間の対応関係を特定し、その情報が入力されるテンプレート中の欄を特定し、特定された当該欄に当該情報を入力する。

10

【0 1 2 3】

レポート作成部 2 3 3 は、変化情報取得部 2 3 2 により取得された情報以外の情報に基づいて、テンプレートにデータを入力することができる。例えば、レポート作成部 2 3 3 は、撮影系 3 0 により取得された画像、OCT系 4 0 により取得された画像、ユーザー（医師）が入力した情報などを、テンプレートに入力することができる。また、ユーザーは、レポート作成部 2 3 3 により入力されたデータを削除したり編集したりすることが可能である。

【0 1 2 4】

使用形態

20

光凝固装置 1 の使用形態について説明する。

【0 1 2 5】

第 1 の使用形態

例示的な使用形態の流れを図 5 A 及び図 5 B に示す。本例では、治療光の照射の前と後にそれぞれ OCT スキャンが適用される。

【0 1 2 6】

閾値下凝固治療の開始前に、光凝固装置 1 は、網膜画像の取得を行うことができる。なお、閾値下凝固治療の開始後の任意のタイミングで網膜画像を取得してもよい。取得された網膜画像は、記憶部 2 2 0 に格納される。

【0 1 2 7】

30

網膜画像は、光凝固装置 1 又は他の眼科撮影装置により取得される。本実施形態の光凝固装置 1 により取得可能な網膜画像として、撮影系 3 0 により取得された網膜 E r の画像、及び、OCT系 4 0 及び OCT 画像構築部 2 3 1 により取得された網膜 E r の正面画像がある。

【0 1 2 8】

より一般に、網膜画像は、次のいずれかであってよい：（１）眼底カメラにより取得された網膜 E r の画像（グレースケール画像、カラー画像、形態画像、蛍光造影画像など）；（２）走査型レーザー検眼鏡（SLO）により取得された網膜 E r の画像（グレースケール画像、カラー画像、形態画像、蛍光造影画像など）；（３）手術用顕微鏡により取得された網膜 E r の画像；（４）スリットランプ顕微鏡により取得された網膜 E r の画像；（５）OCTにより取得された網膜 E r の正面画像（形態画像、血管強調画像（OCT アンジオグラム、モーションコントラスト画像））。

40

【0 1 2 9】

（S 1：閾値下凝固治療を開始）

ユーザー（医師）は、光凝固装置 1 の起動や、患者眼 E へのプローブ 4 の挿入など、所定の準備動作を行い、閾値下凝固治療を開始する。

【0 1 3 0】

（S 2：眼底の観察と動画撮影を開始）

閾値下凝固治療の開始操作を受けて、制御部 2 1 0 は、照明系 1 0 の照明光源 1 1 を点灯させ、イメージセンサー 3 3 を起動させる。これにより、観察系 2 0 を用いた眼底 E f

50

(網膜 E r) の観察を開始でき、撮影系 30 による眼底 E f (網膜 E r) の動画撮影が開始される。

【0131】

(S3: 照準光の投射を開始)

ユーザーが所定の操作を行ったことを受けて、制御部 210 は、光学ユニット 2 を制御して照準光の出力を開始させる。

【0132】

(S4: ユーザーが治療光の照射を指示)

ユーザーは、網膜 E r の所望の箇所に照準光が投射されているとき、治療光の照射を指示する。この指示は、例えば、図示しない照射ボタン又はフットスイッチを操作することで行われる。

10

【0133】

(S5: 第1のAスキャンを実行)

治療光の照射指示を受けたスキャン制御部 212 は、OCT ユニット 8 を制御して網膜 E r の OCT スキャンを実行させる。

【0134】

この OCT スキャンでは、OCT ユニット 8 から出力された測定光が、光ファイバー 3 及びプローブ 4 を介して、ステップ S4 において治療光の照射指示がなされたときの照準光の投射位置に照射される。その戻り光(その一部)は、プローブ 4 及び光ファイバー 3 を介して光学ユニット 2 に入射し、OCT ユニット 8 に導かれる。OCT ユニット 8 は、測定光の戻り光を参照光に重ね合わせて干渉光を生成し、これを検出し、検出データを収集する。収集された検出データは、OCT 画像構築部 231 に送られる。

20

【0135】

本ステップにおける OCT スキャンの概要を図 6A に示す。符号 351 は網膜 E r の表面(例えば、内境界膜)を示し、符号 352 は網膜色素上皮を示す。また、符号 P は、ステップ S4 において治療光の照射指示がなされたときの照準光の投射位置(照準位置)を示し、符号 Q は、照準位置の下方に位置する網膜色素上皮 352 の位置を示す。また、符号 353 は、本ステップの OCT スキャンを示す。この OCT スキャン 353 は、網膜 E r の表面における照準位置 P と網膜色素上皮 352 における位置 Q とを通過するように行われる A スキャン(第1の A スキャン)である。

30

【0136】

(S6: 治療光を照射)

ステップ S5 における第1の A スキャンが実行された直後に、レーザー制御部 211 は、レーザーユニット 7 を制御して治療光を出力させる。出力された治療光は、光ファイバー 3 及びプローブ 4 を介して網膜 E r に照射される。

【0137】

本ステップにおける治療光の照射の概要を図 6B に示す。符号 354 は、治療光の経路を示す。治療光は、網膜 E r における照準位置 P を通過して、網膜色素上皮 352 における位置 Q に照射される。治療光のエネルギーは、網膜色素上皮 352 に吸収されて熱に変換される。この熱は、網膜色素上皮 352 及びその上層の網膜組織を変化(破壊、障害)させる。図 6C における符号 355 は、治療光のエネルギーにより網膜組織が変化した範囲(変化範囲)を示す。なお、本実施形態では閾値下凝固が適用されるので、変化範囲は網膜 E r の表面に到達しない。よって、変化範囲 355 を観察系 20 や撮影系 30 によって把握することはできない。

40

【0138】

ここで、治療光の照射条件を記憶部 220 に記録することができる。照射条件の例として、波長、強度、照射時間、スポットサイズ、デューティ比、パルス幅がある。

【0139】

(S7: 第2のAスキャンを実行)

ステップ S6 における治療光の照射が実行された直後に、スキャン制御部 212 は、O

50

C Tユニット 8 を制御して網膜 E r の O C T スキャンを再度実行させる。この O C T スキャンは、ステップ S 5 と同じ要領で実行される。

【 0 1 4 0 】

本ステップにおける O C T スキャンの概要を図 6 D に示す。符号 3 5 6 は、本ステップの O C T スキャンを示す。この O C T スキャン 3 5 6 は、網膜 E r の表面における照準位置 P と網膜色素上皮 3 5 2 における位置 Q とを通過するように行われる A スキャン（第 2 の A スキャン）である。

【 0 1 4 1 】

このように、本例において、第 1 の A スキャンは、治療光の照射前の網膜 E r に対して適用され、他方、第 2 の A スキャンは、治療光により組織が変化した網膜 E r に対して適用される。

10

【 0 1 4 2 】

（ S 8 ：第 1、第 2 の A スキャン画像を構築）

O C T 画像構築部 2 3 1 は、ステップ S 5 の第 1 の A スキャンで収集されたデータから A スキャン画像（第 1 の A スキャン画像）を構築し、且つ、ステップ S 7 の第 2 の A スキャンで収集されたデータから A スキャン画像（第 2 の A スキャン画像）を構築する。

【 0 1 4 3 】

（ S 9 ：変化情報を生成）

変化情報取得部 2 3 2 は、ステップ S 8 でそれぞれ構築された第 1 の A スキャン画像と第 2 の A スキャン画像とを比較することにより、ステップ S 6 で照射された治療光に起因する網膜 E r の組織変化を表す変化情報を生成する。

20

【 0 1 4 4 】

本例では、図 6 E において符号 3 5 7 で示す範囲が変化している。変化情報は、例えば、この変化範囲 3 5 7 の長さを示す値を含む。また、変化情報取得部 2 3 2 は、変化範囲 3 5 7 の長さから変化範囲 3 5 5 のサイズ（例えば、所定断面における面積、体積）を推定してもよい。また、変化情報取得部 2 3 2 は、例えば、第 1 の A スキャン画像の輝度と第 2 の A スキャン画像の輝度とを比較することにより、網膜 E r の組織の変化の程度を推定してもよい。

【 0 1 4 5 】

（ S 1 0 ：変化画像を網膜画像上に表示）

30

表示制御部 2 1 3 は、ステップ S 9 で生成された変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置 3 0 0 に表示させる。典型的には、表示制御部 2 1 3 は、第 1 レイヤーと、この第 1 レイヤー上に重ねて配置された第 2 レイヤーとを設定する。更に、表示制御部 2 1 3 は、第 1 レイヤーに網膜画像を表示させ、且つ、第 2 レイヤーに変化画像を表示させる。

【 0 1 4 6 】

網膜画像は、例えば、網膜 E r の表面を少なくとも描出した任意の画像であってよい。また、前述したように、変化情報は、例えば、組織変化の位置、組織変化の分布、組織変化の大きさ、及び、組織変化の程度のいずれかを含んでよい。組織変化の位置は、例えば、網膜画像に対する変化画像の表示位置によって表現される。組織変化の分布は、例えば、網膜画像における複数の変化画像の分布（マップ）によって表現される。組織変化の大きさは、例えば、網膜画像における変化画像の大きさによって表現される。組織変化の程度は、例えば、変化画像の表示色によって表現される。

40

【 0 1 4 7 】

ステップ S 1 0 で表示される情報の例を図 7 A に示す。本例では、網膜画像 5 0 0 は、網膜 E r の任意の正面画像であり、変化画像 5 1 0 は、組織変化の位置を少なくとも表し、大きさや変化の程度などを更に表してもよい。なお、網膜画像 5 0 0 と変化画像 5 1 0 との間のレジストレーションは、例えば、ステップ S 4 における照射指示と実質的に同時に撮影系 3 0 により取得された画像と、網膜画像 5 0 0 との間のレジストレーションの結果を参照して行われる。他のステップにおいても同様のレジストレーションを適用するこ

50

とができる。

【0148】

表示制御部213は、ステップS6で適用された照射条件（波長、強度、照射時間、スポットサイズ、デューティ比、パルス幅）を記憶部220から読み出して、変化画像510とともに表示させることができる。例えば、図7Bに示すように、変化画像510を指す吹き出し520内に照射条件が提示される。他の例において、変化画像510が指定（例えばクリック）されたことに対応して照射条件をポップアップ表示させるようにしてもよい。

【0149】

（S11：閾値下凝固治療を終了？）

10

閾値下凝固治療の終了まで（S11：No）、ステップS4～S11が繰り返し行われる。典型的には、ステップS4～S11が繰り返される度に、網膜Erの新たな箇所に対する第1のAスキャンが実行され（S5）、当該箇所に治療光が照射され（S6）、当該箇所に対して第2のAスキャンが実行され（S7）、当該箇所に対応する第1のAスキャン画像及び第2のAスキャン画像が構築され（S8）、新たな変化情報が生成され（S9）、新たな変化画像が追加表示される（S10）。

【0150】

ステップS4～S11が複数回繰り返されたときにステップS10で表示される情報の例を図7Cに示す。本例では、複数回の治療光照射に対応する変化画像群530が網膜画像500上に表示されている。なお、各変化画像は、網膜深部の組織変化を表しており、網膜表面の凝固斑を表すものではない。

20

【0151】

（S12：治療部位全体のOCT画像を取得）

網膜Erの複数の位置にそれぞれ治療光が照射された後、スキャン制御部212は、これら複数の照射位置の全てを含むエリアに対してOCTスキャンを適用するように、OCT系40を制御することができる。OCT画像構築部231は、このエリアに対するOCTスキャンにより収集されたデータからOCT画像を構築する。

【0152】

ステップS12で適用されるOCTスキャンエリアの例を図8Aに示す。図7Cに示す複数の変化画像（変化画像群530）が表示された場合において、スキャン制御部212は、これら変化画像の全てを含むエリア540に対してOCTスキャンを適用するように、OCT系40を制御することができる。

30

【0153】

本例では、全ての変化画像を含む単一のエリア540（連結領域）を設定しているが、全ての変化画像を含む2以上のエリア（2以上の連結領域）を設定してもよい。例えば、図7Cに示す複数の変化画像（変化画像群530）が表示された場合において、スキャン制御部212は、図8Bに示す2つのエリア561及び562を設定することが可能である。

【0154】

（S13：変化分布情報を生成）

40

変化情報取得部232は、ステップS8で構築された（複数の）第1のAスキャン画像と、ステップS12で取得されたOCT画像とを比較することによって、ステップS12で適用されたスキャンエリアにおける網膜Erの組織変化の分布を表す第1変化分布情報を生成する。第1変化分布情報は、治療光の照射前からステップS12のOCTスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を表す。

【0155】

また、変化情報取得部232は、ステップS8で構築された（複数の）第2のAスキャン画像と、ステップS12で取得されたOCT画像とを比較することにより、全ての治療光照射位置を含むエリアにおける網膜Erの組織変化の分布を表す第2変化分布情報を生成することができる。第2変化分布情報は、治療光の照射直後からステップS12のOCT

50

T スキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を表す。

【0156】

第1変化分布情報及び第2変化分布情報のそれぞれは、治療光に起因する組織変化の位置的な分布、組織変化の大きさ、組織変化の程度などを表す。

【0157】

(S14：変化分布画像を網膜画像上に表示)

表示制御部213は、ステップS13で生成された第1変化分布情報に基づく第1変化分布画像を所定の網膜画像とともに表示装置300に表示させる。この網膜画像は、ステップS10で表示された網膜画像と同じ種別の同じ画像でもよいし、同じ種別の異なる画像でもよいし、異なる種類の画像でもよい。第1変化分布画像は、治療光の照射前からステップS12のOCTスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を可視化したものである。

10

【0158】

ステップS13で第2変化分布情報が取得された場合、表示制御部213は、この第2変化分布情報に基づく第2変化分布画像を所定の網膜画像とともに表示装置300に表示させることができる。この網膜画像は、ステップS10で表示された網膜画像と同じ種別の同じ画像でもよいし、同じ種別の異なる画像でもよいし、異なる種類の画像でもよい。第2変化分布画像は、治療光の照射直後からステップS12のOCTスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を可視化したものである。

20

【0159】

(S15：治療レポートを作成)

レポート作成部233は、治療レポートのテンプレートを記憶部220から読み出し、少なくとも変化情報取得部232により取得された情報に基づいてこのテンプレートにデータを入力する。

【0160】

本例において、レポート作成部233は、次のいずれかの情報をテンプレートに入力することができる。また、次のいずれかの情報から得られたデータをテンプレートに入力することができる：(1)ステップS2で開始された動画撮影で得られた動画画像又はフレーム；(2)ステップS8で構築された第1のAスキャン画像；(3)ステップS8で構築された第2のAスキャン画像；(4)ステップS9で生成された変化情報；(5)ステップS10で表示された変化画像及び/又は網膜画像；(6)ステップS12で取得されたOCT画像；(7)ステップS13で生成された変化分布情報；(8)ステップS14で表示された変化分布画像及び/又は網膜画像。

30

【0161】

また、レポート作成部233は、電子カルテに記載されたデータや、他の装置により取得された患者眼Eの画像を、テンプレートに入力することも可能である。

【0162】

作成された治療レポートは、典型的には、電子カルテシステム等のデータベースに送信されて保存される。以上で、本例に係る使用形態は終了となる(エンド)。

【0163】

40

第2の使用形態

他の例示的な使用形態の流れを図9A及び図9Bに示す。本例では、基準OCT画像が最初に取得され、治療光の照射の後にOCTスキャンが適用される。

【0164】

(S21：基準OCT画像を取得)

光凝固治療(閾値下凝固治療)の開始前に、光凝固装置1は、患者眼Eの眼底Ef(網膜Er)の基準OCT画像を取得する。基準OCT画像は、網膜Erの広域OCT画像である。基準OCT画像は、記憶部220に格納される。

【0165】

基準OCT画像を構築するためのOCTスキャンは、光凝固装置1又は他のOCT装置

50

により実行される。この OCT スキャンを光凝固装置 1 が実行する場合、基準 OCT 画像の構築も光凝固装置 1 (OCT 画像構築部 231) が実行することができる。この OCT スキャンを他の OCT 装置が実行する場合、光凝固装置 1 又は他の装置によって基準 OCT 画像の構築が実行される。

【0166】

また、第 1 の使用形態と同様に、閾値下凝固治療の開始前に、光凝固装置 1 は、網膜画像の取得を行うことができる。なお、閾値下凝固治療の開始後の任意のタイミングで網膜画像を取得してもよい。取得された網膜画像は、記憶部 220 に格納される。

【0167】

(S22: 閾値下凝固治療を開始)

10

ユーザー (医師) は、光凝固装置 1 の起動や、患者眼 E へのプローブ 4 の挿入など、所定の準備動作を行い、閾値下凝固治療を開始する。

【0168】

(S23: 眼底の観察と動画撮影を開始)

第 1 の使用形態のステップ S2 と同じ要領で、眼底 E f の観察及び動画撮影が開始される。

【0169】

(S24: 照準光の投射を開始)

第 1 の使用形態のステップ S3 と同じ要領で、照準光の投射が開始される。

【0170】

20

(S25: ユーザーが治療光の照射を指示)

第 1 の使用形態のステップ S4 と同じ要領で、ユーザーは、治療光の照射を指示する。

【0171】

(S26: 治療光を照射)

治療光の照射指示を受けたレーザー制御部 211 は、レーザーユニット 7 を制御して治療光を出力させる。出力された治療光は、光ファイバー 3 及びプローブ 4 を介して網膜 E r に照射される。光凝固装置 1 は、治療光の照射条件を記憶部 220 に記録することができる。

【0172】

(S27: A スキャンを実行)

30

ステップ S26 における治療光の照射が実行された直後に、スキャン制御部 212 は、OCT ユニット 8 を制御して網膜 E r の OCT スキャンを再度実行させる。この OCT スキャンは、第 1 の使用形態のステップ S7 の第 2 の A スキャンと同じ要領で実行される。

【0173】

(S28: A スキャン画像を構築)

OCT 画像構築部 231 は、ステップ S27 の A スキャンで収集されたデータから A スキャン画像を構築する。

【0174】

(S29: 変化情報を生成)

40

変化情報取得部 232 は、ステップ S21 で取得された基準 OCT 画像と、ステップ S28 で構築された A スキャン画像とを比較することにより、ステップ S26 で照射された治療光に起因する網膜 E r の組織変化を表す変化情報を生成する。基準 OCT 画像と A スキャン画像との間のレジストレーションは、第 1 の使用形態と同じ要領で実行される。

【0175】

(S30: 変化画像を網膜画像上に表示)

表示制御部 213 は、ステップ S29 で生成された変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置 300 に表示させる。この表示制御は、第 1 の使用形態のステップ S10 と同じ要領で実行される。

【0176】

(S31: 閾値下凝固治療を終了?)

50

閾値下凝固治療の終了まで（Ｓ３１：Ｎｏ）、ステップＳ２５～Ｓ３１が繰り返し行われる。典型的には、ステップＳ２５～Ｓ３１が繰り返される度に、網膜Ｅｒの新たな箇所に対する治療光が照射され（Ｓ２６）、当該箇所に対してＡスキャンが実行され（Ｓ２７）、当該箇所に対応するＡスキャン画像が構築され（Ｓ２８）、新たな変化情報が生成され（Ｓ２９）、新たな変化画像が追加表示される（Ｓ３０）。

【０１７７】

（Ｓ３２：治療部位全体のＯＣＴ画像を取得）

第１の使用形態のステップＳ１２と同じ要領で、閾値下凝固が適用された部位全体のＯＣＴ画像が取得される。

【０１７８】

（Ｓ３３：変化分布情報を生成）

変化情報取得部２３２は、ステップＳ１で取得された基準ＯＣＴ画像と、ステップＳ３２で取得されたＯＣＴ画像とを比較することによって、ステップＳ３２で適用されたスキャンエリアにおける網膜Ｅｒの組織変化の分布を表す第１変化分布情報を生成する。第１変化分布情報は、治療光の照射前からステップＳ３２のＯＣＴスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を表す。

【０１７９】

また、変化情報取得部２３２は、ステップＳ２８で構築された（複数の）Ａスキャン画像と、ステップＳ３２で取得されたＯＣＴ画像とを比較することにより、全ての治療光照射位置を含むエリアにおける網膜Ｅｒの組織変化の分布を表す第２変化分布情報を生成することができる。第２変化分布情報は、治療光の照射直後からステップＳ３２のＯＣＴスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を表す。

【０１８０】

第１変化分布情報及び第２変化分布情報のそれぞれは、治療光に起因する組織変化の位置的な分布、組織変化の大きさ、組織変化の程度などを表す。

【０１８１】

（Ｓ３４：変化分布画像を網膜画像上に表示）

第１の使用形態のステップＳ１４と同じ要領で、第１変化分布画像が所定の網膜画像とともに表示される。第１変化分布画像は、治療光の照射前からステップＳ３２のＯＣＴスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を可視化したものである。

【０１８２】

また、第１の使用形態のステップＳ１４と同じ要領で、第２変化分布画像が所定の網膜画像とともに表示される。第２変化分布画像は、治療光の照射直後からステップＳ３２のＯＣＴスキャンが実施されたタイミングまでの期間における組織変化を可視化したものである。

【０１８３】

（Ｓ３５：治療レポートを作成）

第１の使用形態のステップＳ１５と同じ要領で、治療レポートが作成される。作成された治療レポートは、典型的には、電子カルテシステム等のデータベースに送信されて保存される。以上で、本例に係る使用形態は終了となる（エンド）。

【０１８４】

効果

光凝固装置１のいくつかの効果について説明する。

【０１８５】

光凝固装置１は、眼内に挿入されたプローブ４を介して網膜Ｅｒに閾値下凝固を適用するために使用される。光凝固装置１は、レーザーユニット７、光ファイバー３及びプローブ４（レーザー照射系）と、ＯＣＴユニット８、光ファイバー３及びプローブ４（第１ＯＣＴ系）と、制御部２１０と、記憶部２２０（第１記憶部）と、ＯＣＴ画像構築部２３１（画像構築部）と、変化情報取得部２３２と、表示制御部２１３とを含む。

【０１８６】

10

20

30

40

50

レーザー照射系は、閾値下凝固のための治療光をプローブ４を介して網膜Ｅｒに適用する。

【０１８７】

第１ＯＣＴ系は、プローブ４を介して網膜ＥｒにＯＣＴスキャンを適用する。

【０１８８】

制御部２１０は、ユーザーからの指示を受けて、網膜Ｅｒに治療光を適用するためのレーザー照射系の制御と、少なくとも当該治療光の適用の後に網膜ＥｒにＯＣＴスキャンを適用するための第１ＯＣＴ系の制御とを実行する。本実施形態では、前者の制御はレーザー制御部２１１により実行され、後者の制御はスキャン制御部２１２により実行される。

【０１８９】

記憶部２２０は、当該治療光の適用よりも前に網膜Ｅｒに適用されたＯＣＴスキャンにより収集されたデータから構築された第１ＯＣＴ画像を記憶する。

【０１９０】

ＯＣＴ画像構築部２３１は、当該治療光の適用の後に網膜Ｅｒに適用されたＯＣＴスキャンにより収集されたデータから第２ＯＣＴ画像を構築する。

【０１９１】

変化情報取得部２３２は、第１ＯＣＴ画像と第２ＯＣＴ画像とを比較することにより、当該治療光による網膜Ｅｒの組織変化を表す変化情報を取得する。

【０１９２】

表示制御部２１３は、変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置３００に表示させる。

【０１９３】

表示装置３００は、任意の形態であってよく、例えば、一般的なディスプレイ、光凝固装置１に搭載されたディスプレイ、網膜Ｅｒの立体観察などに使用されるヘッドアップディスプレイ、又は、ヘッドアップディスプレイで立体視するために装用される偏光メガネに搭載されたディスプレイであってよい。

【０１９４】

このような光凝固装置１によれば、閾値下凝固のための治療光が照射される前の網膜組織の状態を表す第１ＯＣＴ画像と、当該治療光が照射された後の網膜組織の状態を表す第２ＯＣＴ画像とに基づいて、当該治療光による組織変化の状態をリアルタイムで取得し、それを可視化することができる。つまり、光凝固装置１は、閾値下凝固治療において発生する網膜深部の組織変化の状態をリアルタイムで可視化し、ユーザーに好適に提示することが可能である。これにより、眼内にプローブを挿入して実施される閾値下凝固治療を好適に行うことが可能である。

【０１９５】

本実施形態において、治療光の照射の前と後にＯＣＴを実施することが可能である。具体的には、制御部２１０は、第１ＯＣＴ画像を取得するためのＯＣＴスキャンを網膜Ｅｒに適用するための第１ＯＣＴ系の第１制御を実行し、この第１制御の後に網膜Ｅｒに治療光を適用するためのレーザー照射系の制御を実行し、このレーザー照射系の制御の後に第２ＯＣＴ画像を取得するためのＯＣＴスキャンを適用するための第１ＯＣＴ系の第２制御を実行することができる。

【０１９６】

このような構成によれば、第１ＯＣＴ画像と第２ＯＣＴ画像とを取得するための具体的な構成が提供される。また、この構成には、第１ＯＣＴ画像と第２ＯＣＴ画像との間のレジストレーションを行う必要が無いという利点がある。

【０１９７】

本構成において、第１制御で適用されるＯＣＴスキャン及び第２制御で適用されるＯＣＴスキャンのそれぞれは、Ａスキャンであってよい。

【０１９８】

このような構成によれば、治療光の照射の前及び後のそれぞれのＯＣＴスキャンを短時

10

20

30

40

50

間で行うことができるので、双方のスキャン位置にズレが生じるおそれが小さくなる。また、ＯＣＴスキャン、治療光の照射、及びＯＣＴスキャンという一連の動作を短時間で実行できるので、網膜の複数の箇所に次々に閾値下凝固を適用する作業を妨げることが無い。

【０１９９】

本実施形態において、各治療光照射の前にＯＣＴスキャンを実施する代わりに、事前に第１ＯＣＴ画像を取得することができる。具体的には、第１ＯＣＴ画像は、網膜Ｅｒの３次元領域にＯＣＴを適用して収集されたデータから構築された３次元ＯＣＴ画像（基準ＯＣＴ画像）であってよい。

【０２００】

このような構成によれば、第１ＯＣＴ画像と第２ＯＣＴ画像とを取得するための具体的な構成が提供される。また、各治療光照射の前にＯＣＴスキャンを行う必要が無いため、各治療光照射に対応する動作を短時間で実行でき、網膜の複数の箇所に次々に閾値下凝固を適用する作業を妨げることが無いという利点がある。

10

【０２０１】

本構成において、治療光の適用の後に網膜Ｅｒに適用されるＯＣＴスキャンは、Ａスキャンであってよい。

【０２０２】

このような構成によれば、各治療光照射に対応する動作に掛かる時間を更に短くすることが可能である。

【０２０３】

本実施形態において、制御部２１０は、網膜Ｅｒに治療光を適用するためのレーザー照射系の制御を実行する度に、網膜ＥｒにＯＣＴスキャンを適用するための第１ＯＣＴ系の制御を実行するように構成されていてよい。この場合、ＯＣＴ画像構築部２３１は、第１ＯＣＴ系によりＯＣＴスキャンが適用される度に第２ＯＣＴ画像を構築することができる。更に、変化情報取得部２３２は、ＯＣＴ画像構築部２３１により第２ＯＣＴ画像が構築される度に変化情報を取得することができる。加えて、表示制御部２１３は、変化情報取得部２３２により変化情報が取得される度に、網膜画像とともにユーザーに提供される変化画像の表示を更新することができる。

20

【０２０４】

このような構成によれば、網膜Ｅｒに治療光を照射する度に、網膜深部の組織変化を表す変化画像の表示を更新することができる。例えば、網膜Ｅｒに治療光を照射する度に、その新たな治療光による網膜深部の組織変化を表す変化画像を追加することができる。したがって、閾値下凝固治療において発生する網膜深部の組織変化の状態をリアルタイムで可視化し、ユーザーに好適に提示することが可能である。

30

【０２０５】

本実施形態において、制御部２１０は、網膜Ｅｒに治療光を適用するためのレーザー照射系の制御の直後に、網膜ＥｒにＯＣＴスキャンを適用するための第１ＯＣＴ系の制御を実行するように構成されていてよい。

【０２０６】

このような構成によれば、治療光の照射を短い時間間隔で行うことと、網膜深部の組織変化の状態のリアルタイムの可視化とを両立することが可能になる。

40

【０２０７】

本実施形態において、光凝固装置１は、網膜Ｅｒの複数の位置にそれぞれ治療光が照射された後、これら複数の位置の全てを含むエリアに対してＯＣＴスキャンを適用するＯＣＴ系４０（第２ＯＣＴ系）を更に含んでいてよい。ＯＣＴ画像構築部２３１は、ＯＣＴ系４０により収集されたデータから第３ＯＣＴ画像を構築することができる。更に、変化情報取得部２３２は、第１ＯＣＴ画像と第３ＯＣＴ画像とを比較することにより、当該エリアにおける網膜Ｅｒの組織変化の分布を表す第１変化分布情報を取得することができる。加えて、表示制御部２１３は、第１変化分布情報に基づく第１変化分布画像を所定の網膜画像とともに表示装置３００に表示させることができる。

50

【0208】

このような構成によれば、網膜E rの複数の位置に対する閾値下凝固治療がなされた後に、治療箇所全体のOCT画像を取得し、組織変化の分布や状態を可視化することができる。ここで、第1変化分布情報は、閾値下凝固治療の前と後における網膜深部の組織変化を表す。

【0209】

本実施形態において、変化情報取得部232は、第2OCT画像と第3OCT画像とを比較することにより、閾値下凝固の適用対象である網膜E rの複数の位置の全てを含むエリアにおける網膜E rの組織変化の分布を表す第2変化分布情報を取得することができる。表示制御部213は、第2変化分布情報に基づく第2変化分布画像を所定の網膜画像とともに表示装置300に表示させることができる。

10

【0210】

このような構成によれば、網膜E rの複数の位置に対する閾値下凝固治療がなされた後に、治療箇所全体のOCT画像を取得し、組織変化の分布や状態を可視化することができる。ここで、第2変化分布情報は、網膜E rの複数の位置のそれぞれに対する治療光の照射直後と閾値下凝固治療後における網膜深部の組織変化を表す。

【0211】

本実施形態において、変化情報取得部232は、網膜E rの略同一の位置について異なる時刻に取得された2以上のOCT画像からモーションコントラストデータを構築し、このモーションコントラストデータから網膜E rの組織変化を求めるように構成されている。

20

【0212】

このような構成によれば、OCTアンジオグラフィーと同様のモーションコントラスト技術を利用して、変化情報、第1変化分布情報、及び第2変化分布情報のいずれかを取得することが可能である。

【0213】

本実施形態において、表示制御部213は、第1レイヤーに網膜画像を表示させ、且つ、この第1レイヤー上に重ねて設定された第2レイヤーに、変化情報取得部232により取得された情報に基づく画像を表示させることができる。

【0214】

30

このような構成によれば、変化画像、第1変化分布画像、及び第2変化分布画像のいずれかを網膜画像に重ねて表示するための具体的手法を提供することが可能である。また、変化画像の更新などを容易に行うことが可能である。

【0215】

本実施形態において、表示制御部213は、レーザー照射系により網膜E rに適用された治療光の照射条件を、変化情報取得部232により取得された情報に基づく画像とともに表示させることができる。

【0216】

このような構成によれば、変化画像、第1変化分布画像、及び第2変化分布画像のいずれかとともに、網膜E rに適用された治療光の照射条件（例えば、波長、強度、照射時間、スポットサイズ、デューティ比、パルス幅）をユーザーに提供することが可能である。

40

【0217】

本実施形態の光凝固装置1は、記憶部220（第2記憶部）と、レポート作成部233とを更に含んでいてよい。記憶部220は、治療レポートのテンプレートを予め記憶する。レポート作成部233は、少なくとも変化情報取得部232により取得された情報に基づいて、このテンプレートにデータを入力することができる。

【0218】

このような構成によれば、変化情報、第1変化分布情報、第2変化分布情報、変化画像、第1変化分布画像、及び第2変化分布画像のいずれか、及び/又は、それに基づくデータなどに基づいて、治療レポートを自動で作成することが可能である。

50

【0219】

本実施形態において、網膜画像は、眼底カメラにより取得された網膜Erの画像、走査型レーザー検眼鏡により取得された網膜Erの画像、手術用顕微鏡により取得された網膜Erの画像、スリットランプ顕微鏡により取得された網膜Erの画像、及び、OCTにより取得された網膜Erの正面画像のいずれかであってよい。

【0220】

このような構成によれば、変化画像、第1変化分布画像、及び第2変化分布画像のいずれかを、所望の種別の網膜画像とともに表示することが可能である。

【0221】

変形例

顕微鏡で得られる実体像の観察視野内に各種情報を提示することが可能である。例えば、網膜画像、変化画像、第1変化分布画像、第2変化分布画像、治療光の照射条件などを、顕微鏡で得られる実体像の観察視野内に提示することができる。

【0222】

このような作用を実現するために採用可能な構成の例を図10に示す。上記の実施形態に係る光凝固装置1と同様の要素には同じ符号が付され、特に言及しない限り、その説明は省略する。

【0223】

図10に示す光凝固装置1Aは、表示装置51、結像レンズ52、及びビームスプリッター53を含む点、及び、表示装置300を含まない点において、上記の実施形態に係る光凝固装置1と相違する。その他の要素については、上記実施形態の光凝固装置1と同様であってよい(図2~図4を参照)。

【0224】

光凝固装置1Aは、眼内に挿入されたプローブ4を介して網膜Erに閾値下凝固を適用するために使用される。光凝固装置1は、レーザーユニット7、光ファイバー3及びプローブ4(レーザー照射系)と、OCTユニット8、光ファイバー3及びプローブ4(第1OCT系)と、制御部210と、記憶部220(第1記憶部)と、OCT画像構築部231(画像構築部)と、変化情報取得部232と、表示制御部213とを含む。以上は、上記の実施形態に係る光凝固装置1と同様である。

【0225】

更に、光凝固装置1Aは、表示装置300の代わりに表示装置51を備え、且つ、結像レンズ52と、ビームスプリッター53とを備える。加えて、光凝固装置1Aでは、観察系20が明示的に使用される。

【0226】

観察系20は、ユーザーが接眼レンズ28を介して網膜Erの拡大像を観察するための光学系を含む。

【0227】

表示装置51を起点とする光路には、結像レンズ52と、ビームスプリッター53とが配置されている。

【0228】

ビームスプリッター31(光路合成部材)は、例えばハーフミラーであり、表示装置51を起点とする光路を接眼レンズ28に向かう観察系20の光路に合成する。

【0229】

本変形例において、治療光の照射の前と後にOCTを実施することが可能である。具体的には、制御部210は、第1OCT画像を取得するためのOCTスキャンを網膜Erに適用するための第1OCT系の第1制御を実行し、この第1制御の後に網膜Erに治療光を適用するためのレーザー照射系の制御を実行し、このレーザー照射系の制御の後に第2OCT画像を取得するためのOCTスキャンを適用するための第1OCT系の第2制御を実行することができる。

【0230】

本構成において、第１制御で適用されるＯＣＴスキャン及び第２制御で適用されるＯＣＴスキャンのそれぞれは、Ａスキャンであってよい。

【０２３１】

本変形例において、各治療光照射の前にＯＣＴスキャンを実施する代わりに、事前に第１ＯＣＴ画像を取得することができる。具体的には、第１ＯＣＴ画像は、網膜Ｅｒの３次元領域にＯＣＴを適用して収集されたデータから構築された３次元ＯＣＴ画像（基準ＯＣＴ画像）であってよい。

【０２３２】

本構成において、治療光の適用の後に網膜Ｅｒに適用されるＯＣＴスキャンは、Ａスキャンであってよい。

10

【０２３３】

表示制御部２１３は、変化情報取得部２３２により取得された変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置５１に表示させることができる。更に、表示制御部２１３は、変化情報取得部２３２により変化情報が取得される度に、網膜画像とともにユーザーに提供される変化画像の表示を更新するように構成されてよい。

【０２３４】

表示制御部２１３は、変化情報取得部２３２により取得された第１変化分布情報に基づく第１変化分布画像を所定の網膜画像とともに表示装置５１に表示させることができる。また、表示制御部２１３は、変化情報取得部２３２により取得された第２変化分布情報に基づく第２変化分布画像を所定の網膜画像とともに表示装置５１に表示させることができる。

20

【０２３５】

表示制御部２１３は、第１レイヤーに網膜画像を表示させ、且つ、第１レイヤー上に重ねて設定された第２レイヤーに、変化情報取得部２３２により取得された情報に基づく画像（変化画像、第１変化分布画像、第２変化分布画像）を表示させることができる。

【０２３６】

表示制御部２１３は、レーザー照射系により網膜Ｅｒに適用された治療光の照射条件（例えば、波長、強度、照射時間、スポットサイズ、デューティ比、パルス幅）を、変化情報取得部２３２により取得された情報に基づく画像（変化画像、第１変化分布画像、第２変化分布画像）とともに表示させることができる。

30

【０２３７】

このような構成によれば、上記実施形態の光凝固装置１の効果に加え、観察系２０によりユーザーに提供される実体像の観察視野内に各種情報を提示することが可能である。

【０２３８】

上記の実施形態に係る光凝固装置１の任意の構成及び／又は任意の機能を、本変形例に係る光凝固装置１Ａに組み合わせることが可能である。また、任意の公知技術を本変形例に係る光凝固装置１Ａに組み合わせることが可能である。

【０２３９】

制御方法、プログラム、記録媒体

例示的な実施形態に係る制御方法、プログラム、及び記録媒体について説明する。

40

【０２４０】

上記の光凝固装置１（又は１Ａ）に対応する制御方法について説明する。この制御方法は、光凝固装置（１）を制御する方法である。光凝固装置（１）は、眼内に挿入されたプローブ（４）を介して閾値下凝固のための治療光を網膜（Ｅｒ）に適用するレーザー照射系と、プローブ（４）を介して網膜（Ｅｒ）にＯＣＴスキャンを適用するＯＣＴ系（ＯＣＴユニット８）とを含む。

【０２４１】

光凝固装置（１）の制御方法は、制御ステップと、記憶ステップと、画像構築ステップと、変化情報取得ステップと、表示制御ステップとを含む。

【０２４２】

50

制御ステップは、ユーザーからの指示を受けて、網膜（E r）に治療光を適用するためのレーザー照射系の制御と、少なくとも当該治療光の適用の後に網膜（E r）にO C T スキャンを適用するためのO C T 系の制御とを実行する。

【0243】

記憶ステップは、当該治療光の適用よりも前に網膜（E r）に適用されたO C T スキャンにより収集されたデータから構築された第1 O C T 画像を記憶する。

【0244】

画像構築ステップは、当該治療光の適用の後に網膜（E r）に適用されたO C T スキャンにより収集されたデータから第2 O C T 画像を構築する。

【0245】

変化情報取得ステップは、第1 O C T 画像と第2 O C T 画像とを比較することにより、当該治療光による網膜（E r）の組織変化を表す変化情報を取得する。

【0246】

表示制御ステップは、変化情報に基づく変化画像を所定の網膜画像とともに表示装置（300、51）に表示させる。

【0247】

このような光凝固装置（1）の制御方法によれば、閾値下凝固のための治療光が照射される前の網膜組織の状態を表す第1 O C T 画像と、当該治療光が照射された後の網膜組織の状態を表す第2 O C T 画像とに基づいて、当該治療光による組織変化の状態をリアルタイムで取得し、それを可視化することができる。つまり、この制御方法によれば、閾値下凝固治療において発生する網膜深部の組織変化の状態をリアルタイムで可視化し、ユーザーに好適に提示することが可能である。これにより、眼内にプローブを挿入して実施される閾値下凝固治療を好適に行うことが可能である。

【0248】

上記した実施形態のいずれかにおいて説明された任意の機能、任意の処理、任意の動作などを、本実施形態に係る制御方法に組み合わせることが可能である。

【0249】

本実施形態に係る光凝固装置（1）の制御方法をコンピューター（200）に実行させるプログラムを構成することが可能である。更に、このようなプログラムを記録したコンピューター可読な非一時的記録媒体を作成することが可能である。この非一時的記録媒体は任意の形態であってよく、その例として、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、半導体メモリなどがある。

【0250】

以上に説明した実施形態は本発明の典型的な例示に過ぎない。よって、本発明の要旨の範囲内における任意の変形（省略、置換、付加等）を適宜に施すことが可能である。

【符号の説明】

【0251】

- 1 光凝固装置
- 2 光学ユニット
- 4 プローブ
- 7 レーザーユニット
- 8 O C T ユニット
- 10 照明系
- 20 観察系
- 30 撮影系
- 40 O C T 系
- 100 O C T ユニット
- 200 コンピューター
- 210 制御部
- 211 レーザー制御部

10

20

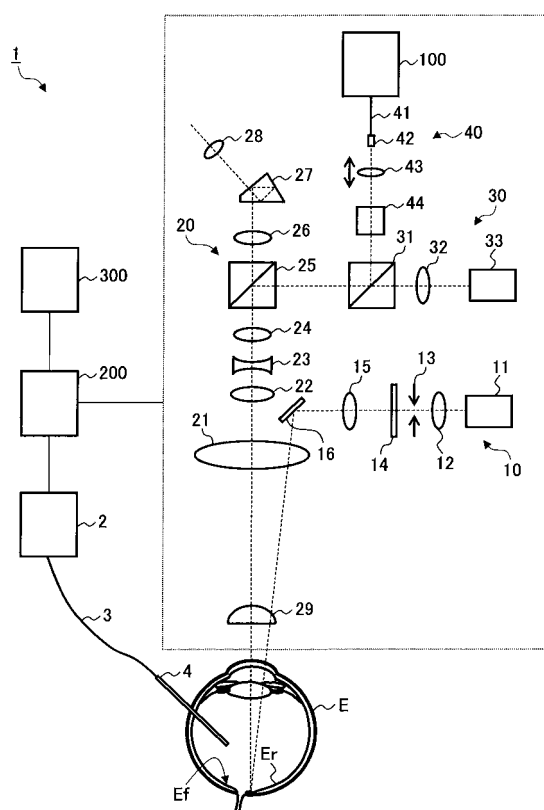
30

40

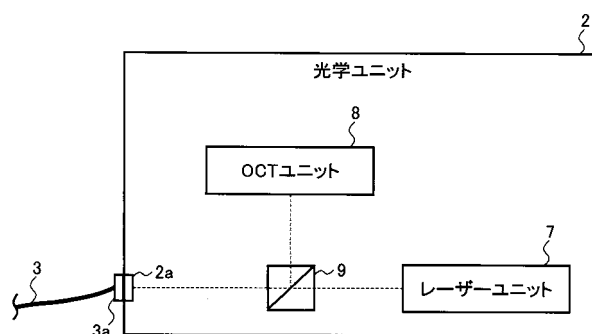
50

- | | |
|-------|----------|
| 2 1 2 | スキャン制御部 |
| 2 1 3 | 表示制御部 |
| 2 2 0 | 記憶部 |
| 2 3 0 | ＯＣＴ画像構築部 |
| 2 3 2 | 変化情報取得部 |
| 2 3 3 | レポート作成部 |

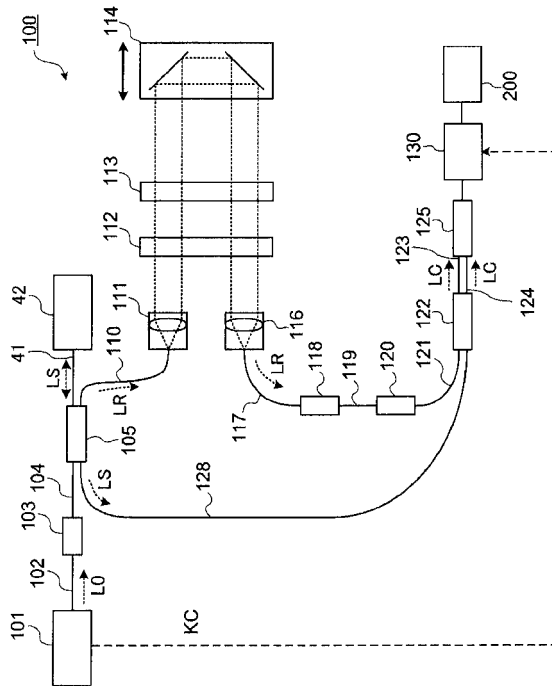
【 図 1 】



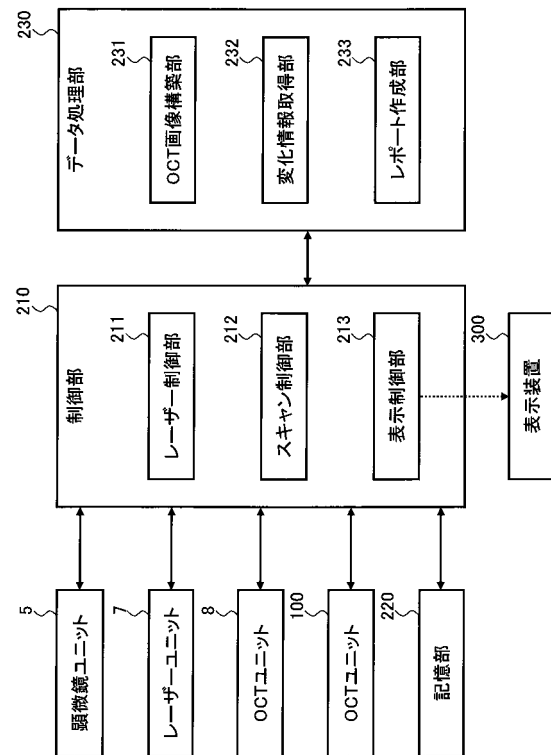
【 図 2 】



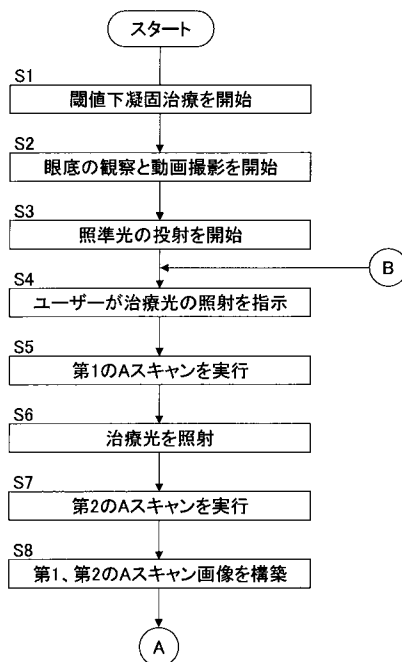
【図 3】



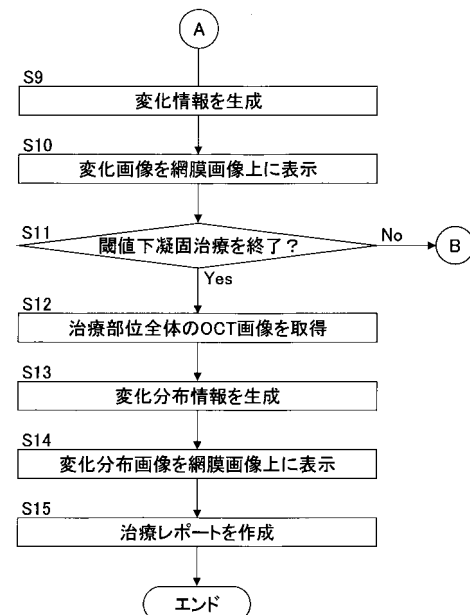
【図 4】



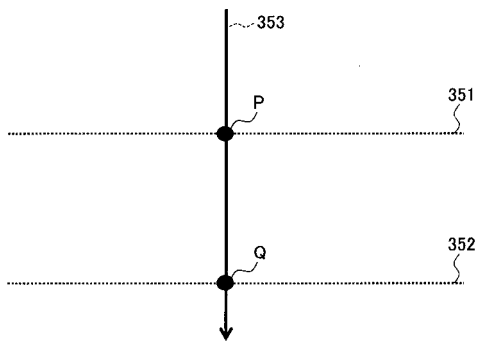
【図 5 A】



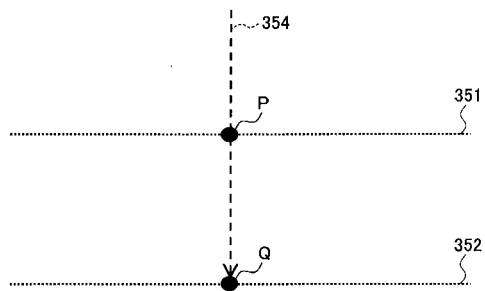
【図 5 B】



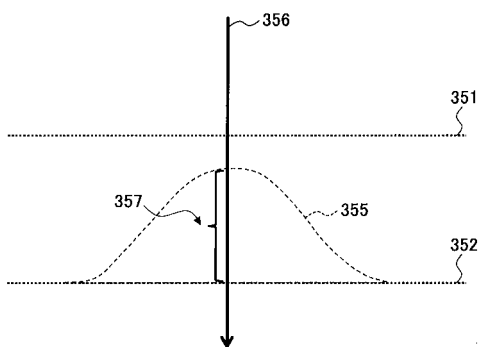
【図 6 A】



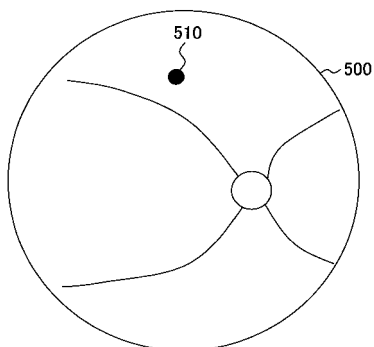
【図 6 B】



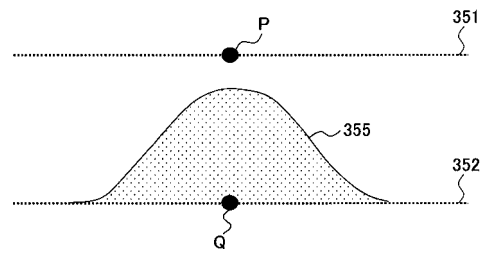
【図 6 E】



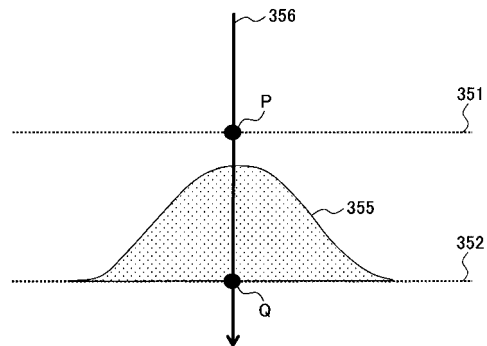
【図 7 A】



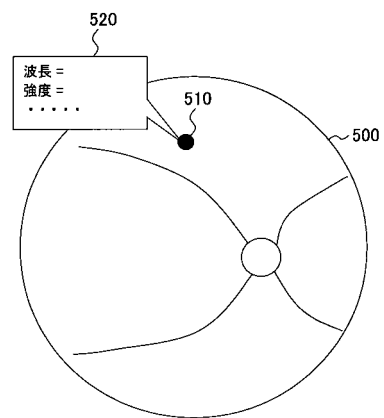
【図 6 C】



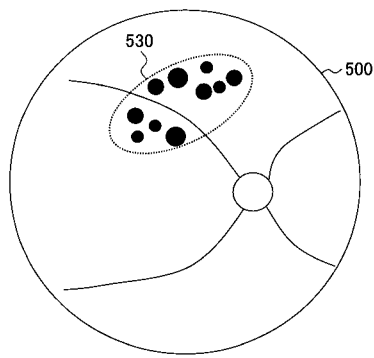
【図 6 D】



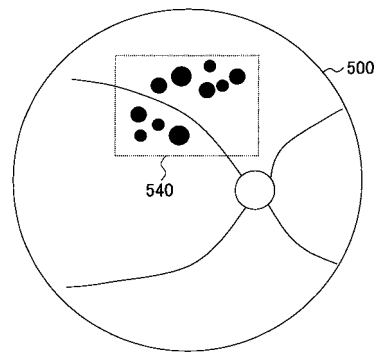
【図 7 B】



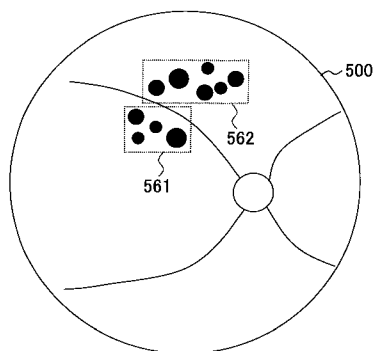
【図 7 C】



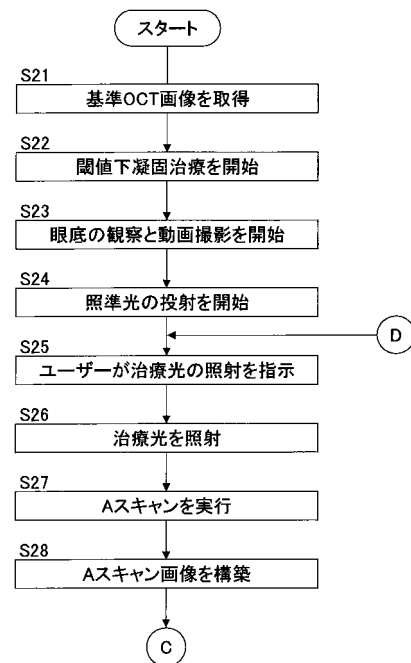
【図 8 A】



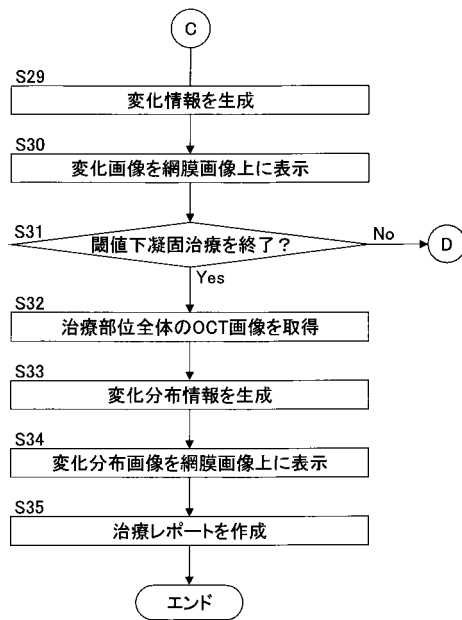
【図 8 B】



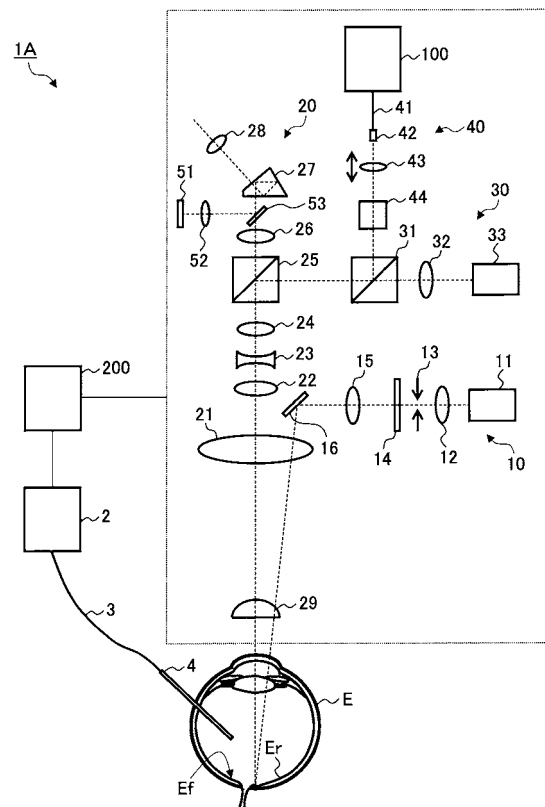
【図 9 A】



【図 9 B】



【図 10】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B	1/045	6 2 1
A 6 1 F	9/008	1 2 0 A
A 6 1 F	9/008	1 2 0 B