

(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2011-212432

(P2011-212432A)

(43) 公開日 平成23年10月27日(2011.10.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 R	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 3 0	
	G 0 1 N 21/17 6 2 5	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-56784 (P2011-56784)	(71) 出願人	000135184
(22) 出願日	平成23年3月15日 (2011. 3. 15)		株式会社ニデック
(31) 優先権主張番号	特願2010-57200 (P2010-57200)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(32) 優先日	平成22年3月15日 (2010. 3. 15)	(72) 発明者	羽根渕 昌明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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
		F ターム (参考)	2G059 AA05 BB12 EE02 EE09 EE17
			FF02 GG01 GG03 GG09 HH01
			HH06 JJ02 JJ07 JJ11 JJ13
			JJ15 JJ17 JJ18 JJ22 KK01
			KK04 LL01 MM01

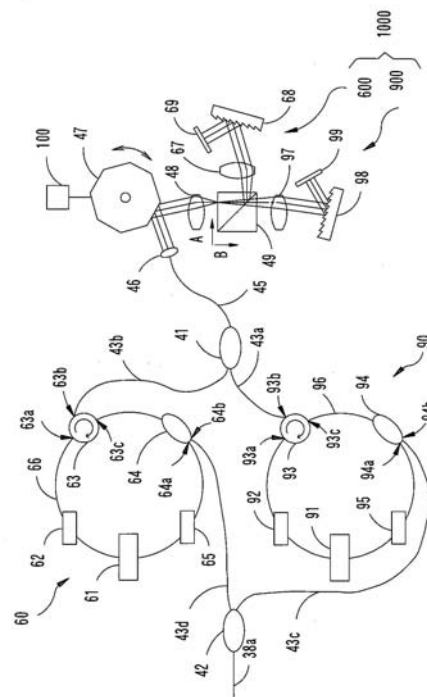
(54) 【発明の名称】 眼科撮影装置

(57) 【要約】

【課題】 眼底断層像と前眼部断層像の両方を鮮明に撮影可能にする。

【解決手段】 光源部から出射された光束を測定光束と参照光束に分け、測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を受光素子に受光させる干渉光学系と、測定光束の進行方向を変える光スキャナと、受光素子から出力される受光信号を処理して被検眼の所定部位の断層像を取得する制御手段と、を備える眼科撮影装置において、光源部は、被検眼の眼底断層像を得るために設けられた第1波長光を発生する第1の光源と、被検眼の前眼部断層像を得るために設けられた第2波長光を発生する第2の光源と、を有し、制御手段は、第1の光源を制御し、第1の光源による第1波長光を用いて被検眼の眼底断層像を取得する一方、第2の光源を制御し、第2の光源による第2波長光を用いて被検眼の前眼部断層像を取得する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源部から出射された光束を測定光束と参照光束に分け、測定光束を被検眼の所定部位に導き、参照光束を参照光学系に導いた後、前記所定部位で反射した測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を受光素子に受光させる干渉光学系と、

前記干渉光学系の光路中に配置され、被検眼の所定部位上で横断方向に前記測定光束を走査させるために前記測定光束の進行方向を変える光スキャナと、

前記干渉光学系及び光スキャナを制御し、前記受光素子から出力される受光信号を処理して被検眼の所定部位の断層像を取得する制御手段と、を備える眼科撮影装置において、前記光源部は、

被検眼の眼底断層像を得るために設けられた第 1 波長光を発生する第 1 の光源と、

被検眼の前眼部断層像を得るために設けられた第 2 波長光を発生する第 2 の光源と、を有し、

前記制御手段は、前記第 1 の光源を制御し、前記第 1 の光源による第 1 波長光を用いて被検眼の眼底断層像を取得する一方、前記第 2 の光源を制御し、前記第 2 の光源による第 2 波長光を用いて被検眼の前眼部断層像を取得することを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 の眼科撮影装置において、

前記第 1 の光源は、 $\lambda = 800 \sim 1100 \text{ nm}$ の間に中心波長を持つ波長帯域において時間的に波長を走査する第 1 の波長走査型光源であって、

前記第 2 の光源は、 $\lambda = 1200$ 以上に中心波長を持つ波長帯域において時間的に波長を走査する第 2 の波長走査型光源であることを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 3】

請求項 2 の眼科撮影装置において、

前記第 1 波長光を出射するためのレーザ発振の第 1 共振器と、

前記第 1 共振器内に設けられ、発振する波長に利得を有する第 1 ゲイン媒体と、

前記第 2 波長光を出射するためのレーザ発振の第 2 共振器と、

前記第 2 共振器内に設けられ、発振する波長に利得を有する第 2 ゲイン媒体と、

前記第 1 共振器及び前記第 2 共振器の両共振器内に配置され、選択波長を連続的に可変する波長可変光フィルタと、を備えることを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 4】

請求項 3 の眼科撮影装置において、

前記波長可変光フィルタは、光ビームの偏向角度を一定範囲で周期的に変化させる単一の光ビーム偏向部と、

第 1 波長光に対応する入射光を波長毎に分離する第 1 のスペクトル分光部材と、

第 2 波長光に対応する入射光を波長毎に分離する第 2 のスペクトル分光部材と、

を有し、

前記制御手段は、前記光ビーム偏向部の駆動を制御し、前記第 1 のスペクトル分光部材に対する光ビームの入射角度を変化させることにより第 1 波長光の波長を走査し、

前記第 2 のスペクトル分光部材に対する光ビームの入射角度を変化させることにより第 2 波長光の波長を走査することを特徴とする眼科撮影装置。

【請求項 5】

請求項 4 の眼科撮影装置において、

波長可変光フィルタは、

前記第 1 共振器と第 2 共振器の光路を一旦結合させる光結合部材と、を備え、

光ビーム偏向部は、光結合部材によって結合された光ビームの偏向角度を一定範囲で周期的に変化させる光ビーム偏向部であって、

前記光ビーム偏向部によって偏向された光ビームを、前記第 1 の回折格子が配置された第 1 の光路と前記第 2 の回折格子が配置された第 2 の光路と、に分離すると共に、

前記第 1 回折格子を経過した光ビームと前記第 2 回折格子を経過した光ビームの光路を

10

20

30

40

50

合成し、前記光ビーム偏向部へ導くビームスプリッタと、
を備えることを特徴とする眼科撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検眼の断層像を撮影する眼科撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検眼の断層像を撮影する眼科撮影装置として、低コヒーレント光を用いた光断層干渉計 (Optical Coherence Tomography:OCT) が知られている。

10

【0003】

上記装置においては、眼底撮影に対応した800nm～900nm付近に中心波長を持つ光源を用いて、被検眼眼底上で測定光を走査させることにより眼底断層像を撮影する装置が一般的である (特許文献1参照)。また、このような装置では、前眼部アダプターを対物レンズに装着することにより、前眼部断層像を撮影できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-151622号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、眼底撮影に対応した測定光を用いて前眼部断層像を得る場合、測定光が強膜によって吸収されてしまい、強膜の背後に位置する隅角部分を鮮明に撮影することが困難である。

【0006】

本発明は、上記問題点を鑑み、眼底断層像と前眼部断層像の両方を鮮明に撮影可能な眼科撮影装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

30

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。

(1) 光源部から出射された光束を測定光束と参照光束に分け、測定光束を被検眼の所定部位に導き、参照光束を参照光学系に導いた後、前記所定部位で反射した測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を受光素子に受光させる干渉光学系と、前記干渉光学系の光路中に配置され、被検眼の所定部位上で横断方向に前記測定光束を走査させるために前記測定光束の進行方向を変える光スキャナと、前記干渉光学系及び光スキャナを制御し、前記受光素子から出力される受光信号を処理して被検眼の所定部位の断層像を取得する制御手段と、を備える眼科撮影装置において、前記光源部は、被検眼の眼底断層像を得るために設けられた第1波長光を発生する第1の光源と、被検眼の前眼部断層像を得るために設けられた第2波長光を発生する第2の光源と、を有し、前記制御手段は、前記第1の光源を制御し、前記第1の光源による第1波長光を用いて被検眼の眼底断層像を取得する一方、前記第2の光源を制御し、前記第2の光源による第2波長光を用いて被検眼の前眼部断層像を取得することを特徴とする。

40

(2) (1)の眼科撮影装置において、前記第1の光源は、 $\lambda = 800 \sim 1100 \text{ nm}$ の間に中心波長を持つ波長帯域において時間的に波長を走査する第1の波長走査型光源であって、前記第2の光源は、 $\lambda = 1200$ 以上に中心波長を持つ波長帯域において時間的に波長を走査する第2の波長走査型光源であることを特徴とする。

(3) (2)の眼科撮影装置において、前記第1波長光を出射するためのレーザ発振の第1共振器と、前記第1共振器内に設けられ、発振する波長に利得を有する第1ゲイン媒体と、前記第2波長光を出射するためのレーザ発振の第2共振器と、前記第2共振器内に

50

設けられ、発振する波長に利得を有する第2ゲイン媒体と、前記第1共振器及び前記第2共振器の両共振器内に配置され、選択波長を連続的に可変する波長可変光フィルタと、を備えることを特徴とする。

(4) (3)の眼科撮影装置において、前記波長可変光フィルタは、光ビームの偏向角度を一定範囲で周期的に変化させる単一の光ビーム偏向部と、第1波長光に対応する入射光を波長毎に分離する第1のスペクトル分光部材と、第2波長光に対応する入射光を波長毎に分離する第2のスペクトル分光部材と、を有し、前記制御手段は、前記光ビーム偏向部の駆動を制御し、前記第1のスペクトル分光部材に対する光ビームの入射角度を変化させることにより第1波長光の波長を走査し、前記第2のスペクトル分光部材に対する光ビームの入射角度を変化させることにより第2波長光の波長を走査することを特徴とする。

(5) (4)の眼科撮影装置において、波長可変光フィルタは、前記第1共振器と第2共振器の光路を一旦結合させる光結合部材と、を備え、光ビーム偏向部は、光結合部材によって結合された光ビームの偏向角度を一定範囲で周期的に変化させる光ビーム偏向部であって、前記光ビーム偏向部によって偏向された光ビームを、前記第1の回折格子が配置された第1の光路と前記第2の回折格子が配置された第2の光路と、に分離すると共に、前記第1回折格子を経過した光ビームと前記第2回折格子を経過した光ビームの光路を合成し、前記光ビーム偏向部へ導くビームスプリッタと、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、眼底断層像と前眼部断層像の両方を鮮明に撮影できる。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は、本実施形態の眼科撮影装置の光学系及び制御系を示す図である。なお、本実施形態においては、被検眼の奥行き方向をZ方向（光軸L1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。

【0010】

まず、本装置の概要について説明する。本装置には、光源部(27)から出射された光束を測定光束と参照光束に分割し、測定光束を被検眼の所定部位（前眼部又は眼底）に導き、参照光束を参照光学系に導いた後、被検眼の所定部位で反射した測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を受光素子(83)に受光させる干渉光学系(200)が設けられる。光源部には、波長走査型光源、低コヒーレント光源、等が用いられる。参照光学系は、図1のような反射型の参照光学系であってもよいし、もちろん透過型の参照光学系であってもよい。

【0011】

また、干渉光学系(20)の測定光束の光路中には、被検眼の所定部位上で横断方向(XY方向)に測定光束を走査させるために測定光束の進行方向を変える光スキャナ(23)が配置される。光スキャナには、ミラーの他、音響光学素子(AOM)等が用いられる。

【0012】

そして、干渉光学系(200)及び光スキャナ(23)が制御され、受光素子(83)から出力される受光信号が処理されることによって、被検眼の所定部位の断層像が取得される(図3参照)。なお、これらの制御・処理は、ある制御部(70)によって行われる。

【0013】

光源部(27)は、眼底断層像を得るために設けられ、 $\lambda = 800 \sim 1100 \text{ nm}$ の間に中心波長を持つ第1波長光を発生する第1の光源(60)と、前眼部断層像を得るために設けられ、 $\lambda = 1200 \sim 1600 \text{ nm}$ の間に中心波長を持つ第2波長光を発生する第2の光源(90)と、を有する(図2参照)。

【0014】

そして、第1の光源(60)が制御され、第1の光源(60)による第1波長光を用い

て眼底断層像が取得される一方、第2の光源(90)が制御され、第2の光源(90)による第2波長光を用いて前眼部断層像が取得される。これにより、眼底断層像と前眼部断層像の両方が鮮明に撮影される。

【0015】

第1の光源(60)は、 $\lambda = 800 \sim 1100 \text{ nm}$ の間に中心波長を持つ波長帯域において時間的に波長を走査する第1の波長走査型光源であってもよい。また、第2の光源(90)は、 $\lambda = 1200 \sim 1600 \text{ nm}$ の間に中心波長を持つ波長帯域において時間的に波長を走査する第2の波長走査型光源であってもよい。この場合、装置は、SS-OCT(Swept Source OCT)として形成される。

【0016】

さらに、第1の光源(60)と第2の光源(90)を有する波長走査型光源は、第1波長光を出射するためのレーザ発振の第1共振器と、第1共振器内に設けられ、発振する波長に利得を有する第1ゲイン媒体(61)と、第2波長光を出射するためのレーザ発振の第2共振器と、第2共振器内に設けられ、発振する波長に利得を有する第2ゲイン媒体(91)と、第1共振器及び第2共振器の両共振器内に配置され、選択波長を連続的に可変する波長可変光フィルタ(1000)と、を備える。なお、各共振器は、例えば、バルク型、ファイバー型がありうる。なお、以下の説明では、ファイバー型とバルク型の複合型となっている。

【0017】

波長可変光フィルタ(1000)は、たとえば、光ビームの偏向角度を一定範囲で周期的に変化させる単一の光ビーム偏向部(47)と、第1波長光に対応する入射光を波長毎に分離する第1のスペクトル分光部材(68)と、第2波長光に対応する入射光を波長毎に分離する第2のスペクトル分光部材(98)と、を有する(図2、図4参照)。

【0018】

なお、光ビーム偏向部には、ポリゴンミラーの他、一枚のミラー、デジタル・マイクロミラー・デバイス(DMD)、音響光学光偏向素子(AOM)、レゾナントスキャナー、KTN結晶等が用いられる。

【0019】

また、入射光を波長毎に分離するスペクトル分光部材には、透過型／反射型回折格子の他、プリズム、音響光学回折用セル、伝送格子(例えば、ディスソソ型ホログラフィック格子)等が用いられる。

【0020】

この場合、波長可変光フィルタ(1000)は、例えば、図2に示すように、第1共振器と第2共振器の光路を一旦結合させる光結合部材(41)を備え、光ビーム偏向部(47)は、光結合部材によって結合された光ビームを偏向する。さらに、波長可変光フィルタ(1000)に配置されたビームスプリッタ(49)は、偏向された光ビームを、第1のスペクトル分光部材(68)が配置された第1の光路(A)、第2のスペクトル分光部材(98)が配置された第2の光路(B)に分離すると共に、第1のスペクトル分光部材(68)を経過した光ビームと第2のスペクトル分光部材(98)を経過した光ビームの光路を合成し、光ビーム偏向部(47)へ導く。

【0021】

また、波長可変光フィルタ(1000)は、例えば、図4に示すように、第1のスペクトル分光部材(111)によって分光された光路と、第2のスペクトル分光部材(112)によって分光された光路と、を一旦結合するビームスプリッタ(114)を備える。この場合、光ビーム偏向部(47)は、光ビームスプリッタ(114)によって結合された光ビームを偏向すると共に、光ビームスプリッタ(114)に光ビームを戻す。そして、ビームスプリッタ(114)は、各波長光に応じて第1のスペクトル分光部材又は第2のスペクトル分光部材に向けて光を戻す。

【0022】

なお、本装置は、SS-OCTに限るものではなく、他の方式の装置においても、本発

10

20

30

40

50

明の適用は可能である。例えば、測定光と参照光の合成により得られる干渉光を分光させた後、受光素子（例えば、ラインセンサ）上に受光させる S D - O C T（Spectral Domain OCT）に用いることができる。

【0023】

この場合、第1の光源による第1測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を分光する第1分光光学系、分光された干渉光を波長毎に受光する第1受光素子、を持つ第1のスペクトルメータと、第2の光源による第2測定光束と参照光束との合成により得られる干渉光を分光する第2分光光学系、分光された干渉光を波長毎に受光する第2受光素子を持つ第2のスペクトルメータとが設けられる。

【0024】

なお、上記概要説明において、（）内の番号は、参照番号に過ぎず、具体的構成は、これに限定されるものでもない。

【0025】

本装置の詳細な構成について、以下に説明する。図1において、その光学系は、被検眼底及び前眼部の断層画像を光干渉の技術を用いて非侵襲で得るための干渉光学系（以下、OCT光学系とする）200と、赤外光を用いて被検眼の眼底を照明し観察するためのSLO眼底像を取得するスキャニングレーザオフサルモスコープ（SLO）光学系300と、に大別される。なお、OCT光学系200はOFDI（Optical Frequency-Domain Imaging）型のOCT光学系（SS-OCTともいう）であり、出射波長を高速で変化させる波長走査型光源27がOCT光源として用いられる。

【0026】

なお、40は光分割部材としてのダイクロイックミラーであり、OCT光学系200に用いられる波長走査型光源27から発せられる第1測定光（例えば、 $\lambda = 840 \text{ nm}$ 付近）及び第2測定光（例えば、 $\lambda = 1300 \text{ nm}$ 付近）を反射し、SLO光学系300の光源から発せられるレーザ光（光源27とは異なる波長の光 例えば、 $\lambda = 780 \text{ nm}$ 付近）を透過する特性を有する。

【0027】

ここで、波長走査型光源27についてより具体的に説明する。図2は、波長走査型光源27の構成を示す図である。その波長走査型光源27は、第1波長光を発生する第1波長走査型光源ユニット60（以下、第1光源ユニット）と、第1光源ユニット60と接続され、第1波長光の波長を連続的に可変する第1波長可変光フィルタ（以下、第1光フィルタ）600と、第2波長光を発生する第2波長走査型光源ユニット（第2光源ユニット）90と、第2光源ユニット90と接続され、第2波長光の波長を連続的に可変する第2波長可変光フィルタ（以下、第2光フィルタ）900とに大別される。

【0028】

なお、一般的には、第1波長光の波長帯域（例えば、 $800 \sim 1100 \text{ nm}$ ）は、眼内を透過する際に水分による光の吸収が少なく眼底からの散乱光を観測できるため眼底撮影に適している。また、第2波長光の波長帯域（例えば、 $1200 \sim 1600 \text{ nm}$ ）は、透過率が高く、隅角部分にまで光が到達し、その散乱光を観測できるため、前眼部撮影（特に、隅角撮影）に適している。なお、前眼部の毛様体部分を観察するため、第2波長光の波長帯域として $\lambda = 1600 \text{ nm}$ 以上（好ましくは、 $\lambda = 1600 \sim 1800 \text{ nm}$ ）の長波長帯域が用いられてもよい。なお、各光源の波長帯域は、各撮影部位における注目部位、使用される波長帯域に対する受光素子の感度、等を考慮して適宜設定される。眼底での注目部位としては、例えば、網膜、脈絡膜などが考えられる。前眼部での注目部位としては、例えば、角膜、隅角、毛様体などが考えられる。

【0029】

第1光源ユニット60は、例えば、時間的に波長を走査し、中心波長が 840 nm であって $\lambda = 790 \text{ nm} \sim 890 \text{ nm}$ の波長帯域を持つ第1波長光を発生させる。この場合、第1光フィルタ600は、第1波長光に対応する波長帯域の範囲内において、選択波長を変化させる。

10

20

30

40

50

【0030】

第2光源ユニット90は、例えば、時間的に波長を走査し、中心波長が1300nmであって $\lambda = 1250 \sim 1350$ nmの波長帯域を持つ第2波長光を発生させる。この場合、第2光フィルタ900は、第2波長光に対応する波長帯域の範囲内において、選択波長を変化させる。もちろん第1波長光（又は第2波長光）の中心波長は、これに限定されるものでなく、中心波長に対する上限波長及び下限波長においても、これに限定されるものではない。

【0031】

まず、第1光源ユニット60の構成について説明する。第1光源ユニット60は、第1光ファイバ66を含んでループを形成している。このループの一部には、第1ゲイン媒体として第1波長光を発生させる半導体光増幅器61（以下、第1SOAとする）、光ファイバループを透過する光の偏波方向を一定の方向に規定する偏波コントローラ62及び65、光ファイバを透過する光の方向を図2に示すような矢印方向に規制する第1光サーキュレータ63、光ファイバループの光の一部を抽出する第1光カップラ64を設ける。なお、第1光サーキュレータ63の入力端子63a、63b、63cが光ファイバループに接続されており、入力端子63aから入射した光は、端子63bより出射される。また、入力端子63bから入射した光は、端子63cより出射される。

【0032】

第1光サーキュレータの端子63bは、光ファイバ43b、WDM（Wavelength Division Multiplexing）カップラ41、光ファイバ45を介して、第1波長可変光フィルタ600に接続される。また、第1光カップラ64から抽出された光の一部は、光ファイバ43d、WDMカップラ42を介して、光ファイバ38aに接続されている。

【0033】

第1光フィルタ600の構成について説明する。第1光フィルタ600は、第1光源ユニット60からの光を平行光にするコリメートレンズ46、ポリゴンミラー47、第1レンズ48、ダイクロイックミラー49、第2レンズ67、第1回折格子68（グレーティング）、第1反射ミラー69で構成されている。

【0034】

第1レンズ48と第2レンズ67は、一つのレンズ系として望遠鏡系をなしている。第1レンズ48は、第1レンズ48の焦点距離にほぼ等しい距離分、ポリゴンミラー47の反射面から離れた位置に配置されている。第2レンズ67は、第1レンズ48の焦点距離と第2レンズ67の焦点距離の総和にほぼ等しい距離、第1レンズ48から離れた位置に配置されている。

【0035】

ポリゴンミラー47は、回転させることにより平行光を一定範囲で一定の角速度で反射することができる。第1回折格子68は、一定のピッチで連続して断面のこぎり波形状の面が形成された格子であり、リットマン配置にて構成されている（もちろんリットロー配置を用いてもよい）。なお、第1回折格子68には、第1波長光に対応する波長帯域を波長毎に分光可能な回折格子が用いられる。ここで、第1回折格子68は、入射角に応じて第1波長光における光ビームの選択波長を変化させる。

【0036】

次に、第2光源ユニット90の構成について説明する。第2光源ユニット90の構成は、第2光ファイバ96を含んでループを形成している。このループの一部には、第2ゲイン媒体として第2波長光を発生させる半導体光増幅器91（以下、第2SOAとする）、偏波コントローラ92及び95、第2光サーキュレータ93、第2光カップラ94を設ける。なお、第2光サーキュレータ93の入力端子93a、93b、93cが光ファイバループに接続されている。

【0037】

第2光サーキュレータの端子93bは、光ファイバ43a、WDMカップラ41、光ファイバ45を介して、第2波長可変光フィルタ900に接続される。また、第2光カップ

10

20

30

40

50

ラ 9 4 から抽出された光の一部は、光ファイバ 4 3 c、WDM カップラ 4 2 を介して、光ファイバ 3 8 a に接続されている。

【0038】

なお、WDM カップラ 4 1 は、第 1 光源ユニット 6 0 と第 2 光源ユニット 9 0 からの光を光ファイバ 4 5 に導くと共に、各波長に応じて光路を分ける特性を持っている。また、WDM カップラ 4 2 は、第 1 光源ユニット 6 0 と第 2 光源ユニット 9 0 からの光を光ファイバ 3 8 a に導く。

【0039】

第 2 波長可変光フィルタ 9 0 0 の構成について説明する。第 2 波長可変光フィルタ 9 0 0 は、第 2 光源ユニット 9 0 からの光を平行光にするコリメートレンズ 4 6、ポリゴンミ
ラー 4 7、第 1 レンズ 4 8、第 3 レンズ 9 7、第 2 回折格子 9 8（グレーティングミラー）
、第 2 反射ミラー 9 9 で構成されている。なお、第 2 波長走査型光源ユニット 6 0 と第
2 波長可変光フィルタ 6 0 0 の光学配置は、第 1 波長走査型光源ユニット 9 0 と第 1 波長
可変光フィルタ 9 0 0 と同様であるため、説明を省略する。なお、第 2 回折格子 9 8 には
、第 2 波長光に対応する波長帯域を波長毎に分光可能な回折格子が用いられる。ここで、
第 2 回折格子 9 8 は、入射角に応じて第 2 波長光における光ビームの選択波長を変化させ
る。

【0040】

なお、図 2 に示すように、本実施形態に係る第 1 波長可変光フィルタ 6 0 0 と第 2 波長
可変光フィルタ 9 0 0 は、各測定光の進行方向を変化させる光偏向器（ポリゴンミラー 4
7）を共有して使用している。ダイクロイックミラー 4 9 は、第 1 波長光に対応する波長
帯域の光を反射し、第 2 波長光に対応する波長帯域の光を透過する特性を有する。これに
より、第 1 波長光の光路と第 2 波長光の光路が分割される。すなわち、ポリゴンミラー 4
7 によって偏向された光の内、第 1 波長光を第 1 回折格子 6 8 に導き、第 2 波長光を第 2
回折格子 9 8 に導く。

【0041】

上記のような構成を備える波長走査型光源 2 7 の動作について説明する。初めに第 1 光
源ユニット 6 0 と第 1 光フィルタ 6 0 の動作について説明する。光は、入力端子 6 3 a に
入射し、第 1 光サーキュレータ 6 3 により端子 6 3 b より光ファイバ 4 3 b に入り、WDM
カップラ 4 1 を介して、コリメータレンズ 4 6 によって平行光となりポリゴンミラー 4
7 に向かう。そして、その平行光は、ポリゴンミラー 4 7 の回転角度によって決まる角度
で反射され、第 1 レンズ 4 8 により集光した後、ダイクロイックミラー 4 9 によって反射
され、2 つの光路 A、B の内の A 方向へと導かれる。第 1 波長光は、A の光路へと導かれ
、第 2 レンズ 6 7 により再度、平行光とされ、第 1 回折格子 6 8 に入射される。そして、
第 1 回折格子 6 8 により波長選択された反射光は、第 1 反射ミラー 6 9 でそのまま同一方
向に反射され、第 1 回折格子 6 8 ～第 1 レンズ 4 8 を介してポリゴンミラー 4 7 で反射さ
れた後、光ファイバ 4 5 に入射される。その後、光ファイバ 4 5 ～光ファイバ 4 3 b を
介して第 1 光サーキュレータ 6 3 により光ファイバループに加わる。その後、制御部 7 0
により、第 1 SOA 6 1 が駆動されると、第 1 回折格子 6 8 により選択された波長で発振
する。こうして、光ファイバループで発振した光の一部、本実施例においては、30%の
レベルの光を第 1 光カップラ 6 4 を介して取り出す。第 1 光カップラ 6 4 を介して取り出
された第 1 波長光は、光ファイバ 3 8 a を介して、眼底断層像の撮影に利用される。

【0042】

次に第 2 光源ユニット 9 0、第 2 光フィルタ 9 0 0 の動作について説明する。光は、入
力端子 9 3 a に入射し、第 2 光サーキュレータ 9 3 により端子 9 3 b より光ファイバ 4 3
a に入り、WDM カップラ 4 1 を介して、コリメータレンズ 4 6 によって平行光となりポ
リゴンミラー 4 7 に向かう。そして、その平行光は、ポリゴンミラー 4 7 の回転角度によ
って決まる角度で反射され、第 1 レンズ 4 8 により集光した後、ダイクロイックミラー 4
9 を透過し、2 つの光路 A、B の内の B 方向へと導かれる。第 2 波長光は、B の光路へと
導かれ、第 3 レンズ 9 7 により再度、平行光とされ、第 2 回折格子 9 8 に入射される。そ

して、第2回折格子98により波長選択された反射光は、第2反射ミラー99でそのまま同一方向に反射され、第2回折格子98～第1レンズ48を介してポリゴンミラー47で反射された後、光ファイバ45に入射される。その後、光ファイバ45～光ファイバ43aを介して第2光サーキュレータ93により光ファイバループに加わる。その後、制御部70により、第2SOA91が駆動されると、第2回折格子98により選択された波長で発振する。こうして、光ファイバループで発振した光の一部、本実施例においては、30%のレベルの光を第2光カップラ94を介して取り出す。第2光カップラ94を介して取り出された第2波長光は、光ファイバ38aを介して、前眼部断層像の撮影に利用される。

【0043】

なお、第1波長可変光フィルタ600、第2波長可変光フィルタ900いずれにおいても、駆動部100によってポリゴンミラー47を回転させることで、各回折格子への入射角度が変化し、これによって選択波長が変化する。従って、ポリゴンミラー47を回転させることによって、発振波長を変化させることができる。

【0044】

次に、OCT光学系200の全体構成について説明する(図1参照)。波長走査型光源27は、OCT光学系200の測定光及び参照光として用いられる第1波長光と第2波長光を発する光源である。26は光分割部材と光結合部材としての役割を兼用するファイバカップラである。波長走査型光源27から発せられた光(第1波長光又は第2波長光)は、導光路としての光ファイバ38aを介して、ファイバカップラ26によって参照光と測定光とに分割される。測定光は光ファイバ38bを介して被検眼Eへと向かい、参照光は光ファイバ38cを介して参照ミラー31へと向かう。なお、以下の説明では、第1波長光による測定光を第1測定光、第2波長光による測定光を第2測定光として説明する。

【0045】

測定光を被検眼Eへ向けて出射する光路には、測定光を出射する光ファイバ38bの端部39b、コリメートレンズ28、被検眼の屈折誤差に合わせて光軸方向に移動可能なフォーカシングレンズ24、走査駆動機構51の駆動により眼底上でXY方向に測定光を走査させることが可能な2つのガルバノミラーの組み合わせからなる走査部23と、リレーレンズ22が配置されている。ダイクロイックミラー40及び対物レンズ10は、OCT光学系200からのOCT測定光を被検眼眼底へと導光する導光光学系としての役割を有する。なお、光ファイバ38bの端部39bは、被検眼眼底と共役となるように配置される。また、走査部23の2つのガルバノミラーは、被検眼瞳孔と略共役な位置に配置される。

【0046】

光ファイバ38bの端部39bから出射した測定光は、コリメートレンズ28によってコリメートされた後、フォーカシングレンズ24を介して、走査部23に達し、2つのガルバノミラーの駆動により反射方向が変えられる。そして、走査部23で反射された測定光は、リレーレンズ22を介して、ダイクロイックミラー40で反射された後、対物レンズ10を介して、被検眼眼底に集光される。

【0047】

そして、眼底で反射した測定光は、対物レンズ10を介して、ダイクロイックミラー40で反射し、OCT光学系200に向かい、リレーレンズ22、走査部23の2つのガルバノミラー、フォーカシングレンズ24及びコリメートレンズ28を介して、光ファイバ38bの端部39bに入射する。端部39bに入射した測定光は、光ファイバ38b、ファイバカップラ26に達する。

【0048】

一方、参照光を参照ミラー31に向けて出射する光路には、参照光を出射する光ファイバ38cの端部39c、コリメータレンズ29、参照ミラー31が配置されている。参照ミラー31は、参照光の光路長を変化させるべく、参照ミラー駆動機構50により光軸方

10

20

30

40

50

向に移動可能な構成となっている。

【0049】

光ファイバー38cの端部39cから出射した参照光は、コリメータレンズ29で平行光束とされ、参照ミラー31で反射された後、コリメータレンズ29により集光されて光ファイバ38cの端部39cに入射する。端部39cに入射した参照光は、光ファイバ38cを介して、ファイバーカップラ26に達する。

【0050】

そして、光源27から発せられた光によって前述のように生成される参照光と被検眼眼底に照射された測定光による眼底反射光は、ファイバーカップラ26にて合成され干渉光とされた後、光ファイバ38dを通じて受光素子83に受光される。

10

【0051】

ここで、波長走査型光源27から出射される光の波長が変化されると、受光素子83によって検出される波長帯域が時間的に変化する。そこで、受光素子83から出力される受光信号と光源27の出射波長との対応付けが制御部70によって行われることにより、干渉光のスペクトル情報が記録される。そして、そのスペクトル情報が制御部70へと入力され、フーリエ変換を用いて解析することで、被験者眼の深さ方向における情報(Aスキャン信号)が計測可能となる。

【0052】

なお、受光素子83は、一つであってもよいし、複数であってもよい。また、第1波長光と第2波長光を分離させる光学部材(例えば、WDMカップラ41)を受光光学系に設け、第1波長光を受光する第1受光素子と、第2波長光を受光する第2受光素子と、独立して設けても良い。これにより各受光素子には、各波長光に適した受光素子が用いられる。

20

【0053】

次に、本実施形態に係る装置の制御系について説明する。制御部70には、光源27、駆動部100、メモリ(記憶部)72、各種操作を行うための操作部74、表示モニタ75、走査駆動機構51、参照ミラー駆動機構50、フォーカシングレンズ24を光軸方向に移動させるための駆動機構24a、等が接続されている。そして、制御部70は、受光素子83から出力される受光信号に基づいて画像処理により眼底部断層像及び前眼部断層像を形成させる。

【0054】

なお、操作部74には、眼底部の断層像を撮影することを想定した眼底撮影モードと、前眼部の断層像を撮影することを想定した前眼部撮影モードが用意されている。なお、制御部70は、眼底撮影モード時には、第1波長走査型光源ユニット60と第1波長可変光フィルタ600とを用いて第1波長光を出射する。また、前眼部撮影モード時には、第2波長走査型光源ユニット90と第2波長可変光フィルタ900とを用いて第2波長光を出射する。

30

【0055】

次に、より具体的な撮影動作について説明する。眼底部の断層像を撮影する場合には、眼底撮影モードを使用する。まず、制御部70は、第1光源ユニット60を駆動させると共に、駆動部100を駆動させ、第1測定光を被検眼Eに向けて出射する。制御部70は、2つのガルバノミラーを用いて、第1測定光を眼底上で走査し、その反射光と参照光による干渉光を受光素子83にて検出することにより、眼底部の断層画像を取得する(図3(a)参照)。

40

【0056】

前眼部の断層像を撮影する場合には、前眼部撮影モードに切り換える。自動又は手動にて、モード切換信号が発せられると、制御部70は、第1光源ユニット60の駆動を停止させ、代わりに第2光源ユニット90を駆動させ、第2測定光を被検眼Eに向けて出射する。そして、制御部70は、2つのガルバノミラーを用いて、第2測定光を前眼部上で走査し、その反射光と参照光による干渉光を受光素子83にて検出することにより、前眼部の断層画像を取得する(図3(b)参照)。

50

【0057】

以上示したように、上記光源27によれば、被検眼の撮影部位に応じた波長設定が可能となり、眼底撮影に適した第1波長光（好ましくは、 $\lambda = 800 \sim 1100 \text{ nm}$ ）によって鮮明な眼底断層像が得られる一方、前眼部撮影に適した第2波長光（好ましくは、 $\lambda = 1200 \text{ nm}$ 以上）によって鮮明な前眼部断層像が得られる。これにより、眼底撮影用の波長帯域では撮影が困難であった部分、例えば、強膜に隠された隅角部分においても鮮明に撮影できる。

【0058】

なお、前眼部像と眼底像の両方を撮影する干渉光学系を設ける場合、被検眼の前眼部と眼底の両方に焦点を合わせる必要がある。例えば、前眼部撮影を行う場合、眼底撮影をベースに構成された干渉光学系の対物レンズの前に、前眼部に焦点位置をシフトさせるためのレンズ系を持つ前眼部アダプターが設けられる。もちろん、前眼部撮影をベースに構成された干渉光学系の対物レンズの前に、眼底部に焦点位置をシフトさせるためのレンズ系を持つ眼底部アダプターが設けられてもよい。また、干渉光学系の内部のレンズの挿脱によって焦点位置が変更される構成であってもよい。

【0059】

また、以上のように第1光フィルタ600と第2光フィルタ900とでポリゴンミラー47が共用され、ダイクロイックミラー49によって第1波長光と第2波長光が分離された後に波長選択が行われる構成としたことにより、眼底撮影に適した波長光の発振と前眼部撮影に適した波長光の発振を安価かつ簡単な構成で行うことができる。

【0060】

また、ポリゴンミラー47の反射面と回折格子68、98の反射面が共役関係になるように、ポリゴンミラー47と回折格子68、98の間にレンズ系（第1レンズ48及び第2レンズ67、第1レンズ48及び第3レンズ97）を設置することにより、ポリゴンミラー47の回転時において連続的に出射される各波長の光路長を一定に保つことができる。これにより、画像撮影時への影響が少なく、画像補正等の動作をする必要がなくなる。

【0061】

なお、図2の光フィルタにおいては、回折格子が複数設置された光学系をポリゴンミラーよりも後に設置するものを用いたが、これに限るものではない。例えば、図4に示すように、第1波長光を分光するための回折格子111と第2波長光を分光するための回折格子121がポリゴンミラー112より前に設置される。そして、回折格子111とポリゴンミラー112との間には、第1レンズ113、ダイクロイックミラー114、第2レンズ115が配置され、回折格子121とポリゴンミラー112との間には、第3レンズ122、ダイクロイックミラー114、第2レンズ115が配置される。ここで、ダイクロイックミラー114は、第1波長光を透過し、第2波長光を反射する特性を有する。

【0062】

ここで、光ファイバ43bを介して出射された第1波長光は、回折格子111によって分光された後、第1レンズ113を介してダイクロイックミラー114を透過し、第3レンズ115を介してポリゴンミラー112で反射され、反射ミラー116によってそのまま同一方向に反射される。そして、コリメータレンズ115～回折格子111を介して光ファイバ43bに戻される。

【0063】

また、光ファイバ43aを介して出射された第2波長光は、回折格子121によって分光された後、第3レンズ122を介してダイクロイックミラー114によって反射され、第2レンズ115を介してポリゴンミラー112で反射され、反射ミラー116によってそのまま同一方向に反射される。そして、第2レンズ115～回折格子121を介して光ファイバ43aに戻される。

【0064】

駆動部100によってポリゴンミラー112が回転されることで、反射ミラー116によって同一方向に戻される光が選択され、これによって選択波長が変化する。従って、ポ

10

20

30

40

50

リゴンミラー 1 1 2 を回転させることによって、発振波長を変化させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1】眼科撮影装置の光学系及び制御系を示す図である。

【図2】波長走査型光源の構成を示す図である。

【図3】撮影された眼底部の断層画像と前眼部の断層像を示す図である。

【図4】本発明の変容例を示す図である。

【符号の説明】

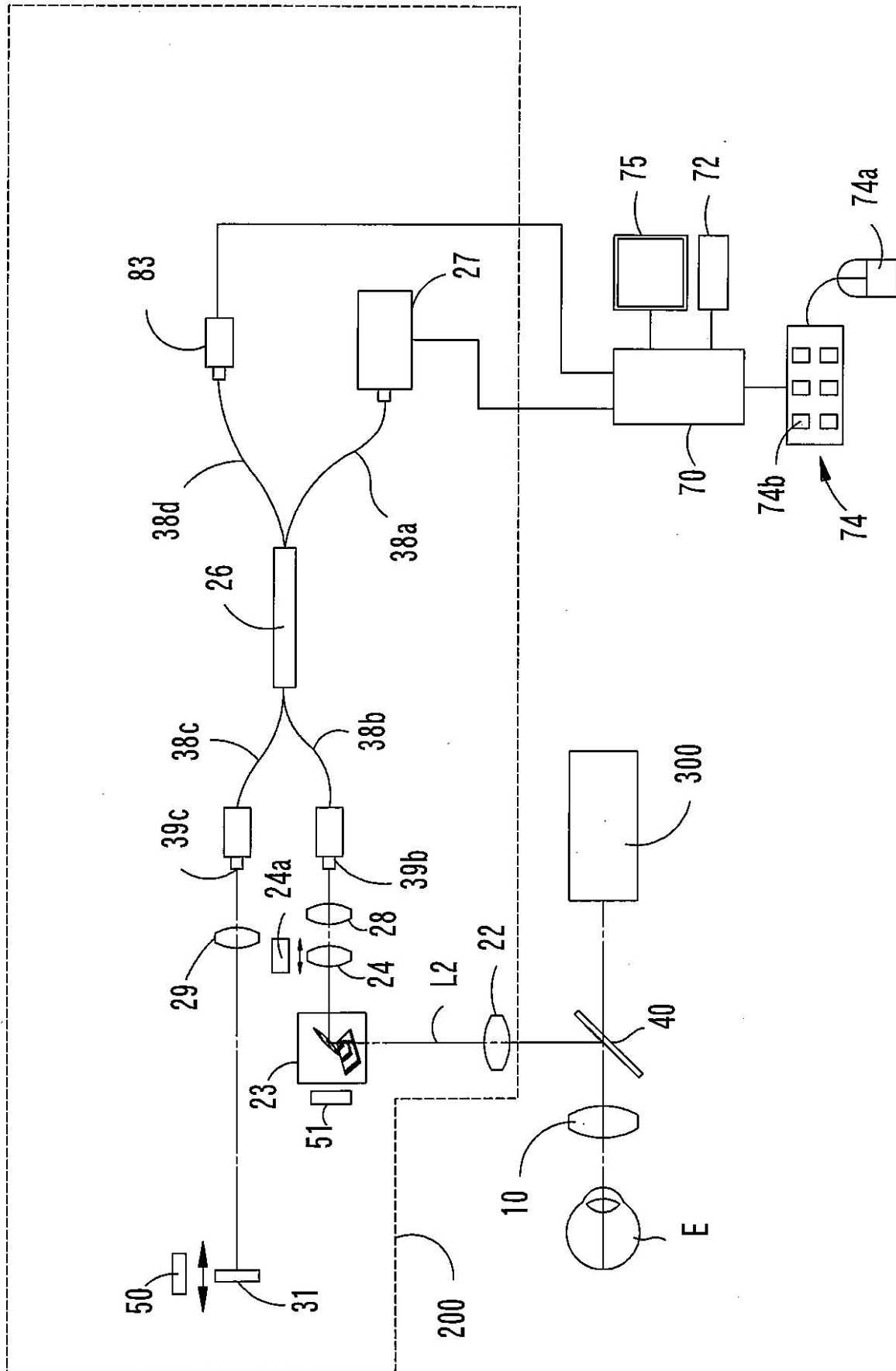
【0066】

- 27 波長走査型光源
- 41 WDMカップラ
- 47 ポリゴンミラー
- 49 ダイクロイックミラー
- 60 第1光源ユニット
- 61 第1SOA
- 68 第1回折格子
- 70 制御部
- 83 受光素子
- 90 第2光源ユニット
- 91 第2SOA
- 98 第2回折格子
- 111 回折格子
- 112 ポリゴンミラー
- 114 ダイクロイックミラー
- 200 OCT光学系
- 1000 波長可変光フィルタ

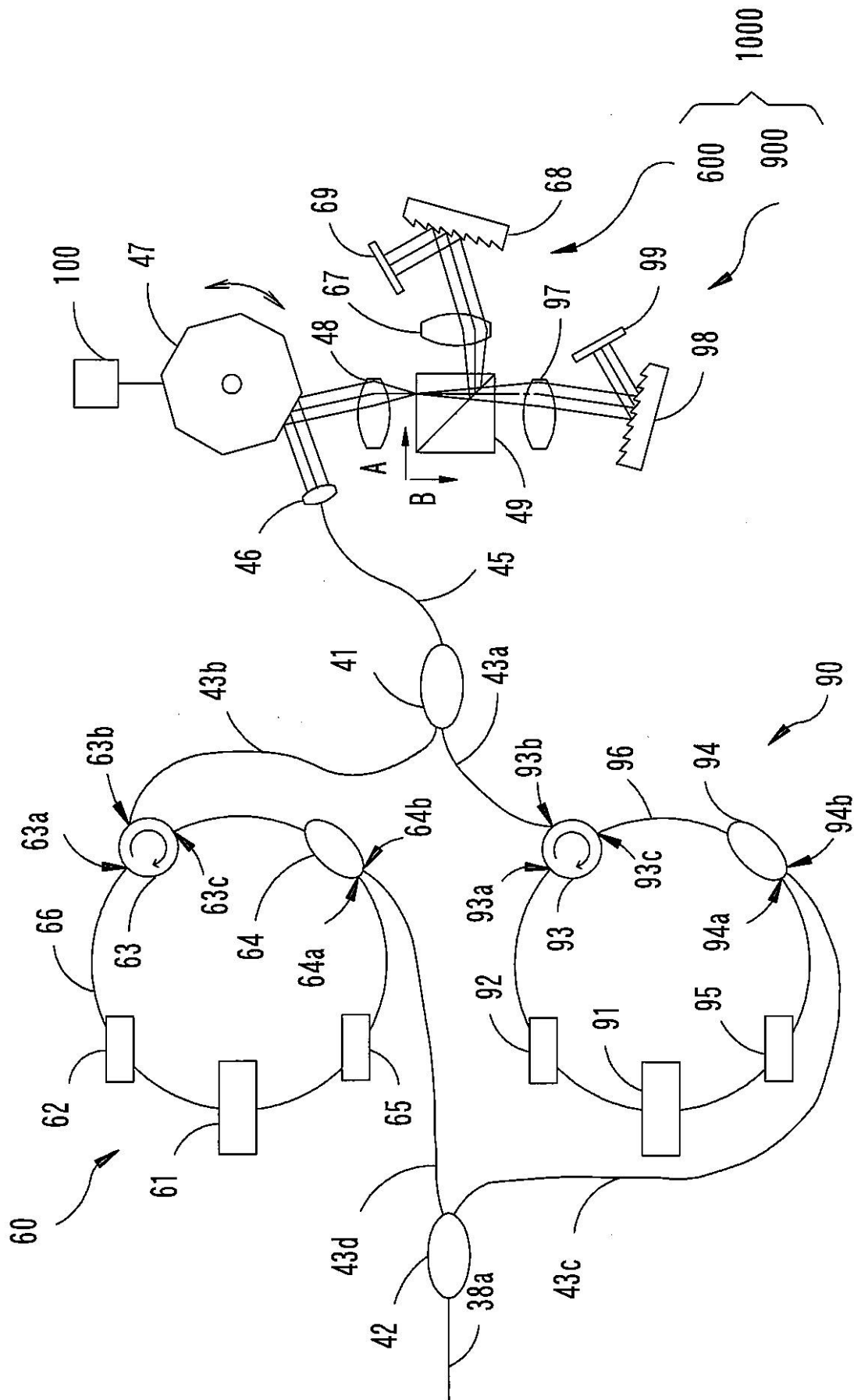
10

20

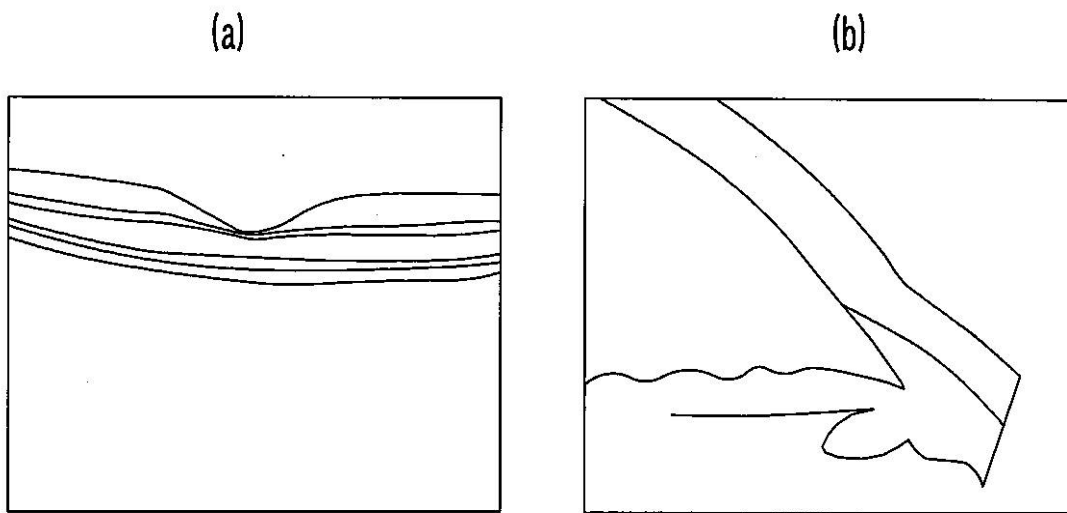
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

