

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5721412号  
(P5721412)

(45) 発行日 平成27年5月20日(2015.5.20)

(24) 登録日 平成27年4月3日(2015.4.3)

(51) Int.Cl.	F I					
<b>A 6 1 B</b>	<b>3/12</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	3/12	E	
<b>A 6 1 B</b>	<b>3/10</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	3/10	R	
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/026</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	3 4 O D	

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-269741 (P2010-269741)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成22年12月2日(2010.12.2)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2012-115573 (P2012-115573A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成24年6月21日(2012.6.21)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成25年11月27日(2013.11.27)		弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	廣瀬 太
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
		(72) 発明者	今村 裕之
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
		審査官	後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科装置、血流速算出方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

走査手段により走査された測定光を被検眼に照射する照射手段と、  
前記照射手段により照射された測定光の前記被検眼からの戻り光に基づいて前記被検眼の画像を取得する取得手段と、

前記取得手段により得られた第一の画像における血球の位置と前記第一の画像とは異なる時間に前記取得手段により得られた第二の画像における前記血球の位置との変位および前記第一の画像における前記血球が前記走査手段により前記測定光で走査されてから前記第二の画像における前記血球が前記走査手段により前記測定光で走査されるまでの時間に基づいて前記被検眼の血流速を算出する算出手段と、  
を有することを特徴とする眼科装置。

【請求項2】

前記算出手段は、前記第一の画像及び第二の画像に含まれる前記血球の前記第一の画像及び第二の画像における位置に基づいて、前記時間を算出することを特徴とする請求項1に記載の眼科装置。

【請求項3】

前記取得手段により取得された前記被検眼の画像を表示手段に表示させる表示制御手段を更に有することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の眼科装置。

【請求項4】

前記第一の画像及び第二の画像に含まれる前記血球が強調されて前記表示手段に表示さ

れるように前記第一の画像及び前記第二の画像に対して画像処理を行う画像処理手段を更に有することを特徴とする請求項3に記載の眼科装置。

【請求項5】

前記表示手段に表示された前記第一の画像及び前記第二の画像に含まれる前記血球を選択する選択手段を更に有し、

前記算出手段は、前記選択手段により選択された前記第一の画像及び前記第二の画像に含まれる前記血球についての前記変位および前記時間に基づいて前記被検眼の血流速を算出することを特徴とする請求項3または請求項4に記載の眼科装置。

【請求項6】

前記第一の画像及び第二の画像を用いて時空間画像を作成あるいは表示する手段を更に有することを特徴とする請求項1から5の何れか1項に記載の眼科装置。

10

【請求項7】

前記測定光あるいは前記戻り光の少なくともいずれかを変調する空間光変調手段と、前記被検眼にて発生する収差を測定する収差測定手段と、前記収差を補正するため、前記収差測定手段の測定結果に基づいて、前記空間光変調手段における変調量を制御する制御手段と、を更に有し、

前記空間光変調手段は、前記収差測定手段に対して光学的に共役な位置で変調することを特徴とする請求項1から6の何れか1項に記載の眼科装置。

【請求項8】

光源からの光を前記測定光と参照光とに分割する分割手段と、前記被検眼に照射された前記測定光による戻り光と、参照光路を經由した前記参照光とを干渉させる手段と、

20

前記干渉による干渉信号の強度を検出する検出手段と、を更に有し、前記検出手段で検出した強度に基づいて前記被検眼の断層画像を取得することを特徴とする請求項1から7のいずれか1項に記載の眼科装置。

【請求項9】

前記照射手段の光路を、前記戻り光を検知する検知手段の光路に分岐する分岐手段を更に有し、

前記取得手段は、前記検知手段で得られる電気信号の強度に基づいて前記被検眼の画像として平面画像を取得することを特徴とする請求項8に記載の眼科装置。

30

【請求項10】

前記取得手段は、前記被検眼の画像として前記被検眼の眼底の画像を取得し、前記算出手段は被検眼の眼底における血流速を算出することを特徴とする請求項1乃至9のいずれか1項に記載の眼科装置。

【請求項11】

走査手段により走査された測定光を被検眼に照射する照射工程と、前記照射工程において照射された前記測定光の前記被検眼からの戻り光に基づいて前記被検眼の画像を取得する取得工程と、

前記取得工程において得られた第一の画像における血球の位置と前記第一の画像とは異なる時間に前記取得工程において得られた第二の画像における前記血球の位置との変位および前記第一の画像における前記血球が前記走査手段により前記測定光で走査されてから前記第二の画像における前記血球が前記走査手段により前記測定光で走査されるまでの時間に基づいて前記被検眼の血流速を算出する算出工程と、を有することを特徴とする血流速算出方法。

40

【請求項12】

前記取得工程において、前記被検眼の画像として前記被検眼の眼底の画像を取得し、前記算出工程において、被検眼の眼底における血流速を算出することを特徴とする請求項11記載の血流速算出方法。

【請求項13】

請求項12記載の血流速算出方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、血流速算出装置及び方法に関し、特に眼科診療等に用いられる光画像撮像装置及び方法に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

共焦点レーザー顕微鏡の原理を利用した眼科装置である走査型レーザー検眼鏡 (SLO: Scanning Laser Ophthalmoscope) は、測定光であるレーザーを眼底に対してラスタースキャンを行い、その戻り光の強度から平面画像を高分解能かつ高速に得る装置である。

10

## 【0003】

以下、このような平面画像を撮像する装置をSLO装置と記す。

## 【0004】

近年、SLO装置において測定光のビーム径を大きくすることにより、横分解能を向上させた網膜の平面画像を取得することが可能になってきた。しかし、測定光のビーム径の大径化に伴い、網膜の平面画像の取得において、被検眼の収差による平面画像のSN比及び分解能の低下が問題になってきた。

## 【0005】

それを解決するために、被検眼の収差を波面センサでリアルタイムに測定し、被検眼にて発生する測定光やその戻り光の収差を波面補正デバイスで補正する補償光学系を有する補償光学SLO装置が開発されている。これにより、高横分解能な平面画像を取得することができる。

20

## 【0006】

また、補償光学SLO装置を用いて高横分解能な網膜の平面画像を連続して取得し、毛細血管における血球の移動距離から血流速を算出することが、非特許文献1に開示されている。この文献には、上記血流速を算出する際に、一枚目の平面画像を取得してから二枚目の平面画像を取得するまでの期間（一枚の平面画像を取得する時間）を用いることが開示されている。

## 【先行技術文献】

30

## 【非特許文献】

## 【0007】

【非特許文献1】 Joy A. Martin, Austin Roorda, Direct and Noninvasive Assessment of Parafoveal Capillary Leukocyte Velocity. Ophthalmology, 2005; 112: 2219

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0008】

上述のように、SLO装置は、網膜の平面画像を取得する際に、測定光を網膜に対して走査手段によりラスタースキャンを行う装置である。そのため、取得した平面画像内の各位置では撮像のタイミングがそれぞれ異なることになる。

40

## 【0009】

このため、一枚目の平面画像を取得してから二枚目の平面画像を取得するまでの期間（一枚の平面画像を取得する時間）は、走査手段により一枚目の平面画像の血球の位置（第一の位置）を取得してから二枚目の平面画像の血球の位置（第二の位置）を取得するまでの期間とは異なる。このため、上記文献では、正確に血流速を算出することができていない。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

50

本発明に係る眼科装置は、  
走査手段により走査された測定光を被検眼に照射する照射手段と、  
前記照射手段により照射された測定光の前記被検眼からの戻り光に基づいて前記被検眼の第一の画像と、該第一の画像とは異なる時間に該被検眼の第二の画像とを取得する取得手段と、

前記取得手段により得られた第一の画像における血球の位置と前記第一の画像とは異なる時間に前記取得手段により得られた第二の画像における前記血球の位置との変位および前記第一の画像における前記血球が前記走査手段により前記測定光で走査されてから前記第二の画像における前記血球が前記走査手段により前記測定光で走査されるまでの時間に基づいて前記被検眼の血流速を算出する算出手段と、

を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、一枚の平面画像を取得する時間だけでなく、走査手段が第二の画像内における第一の位置に相当する位置から第二の位置までの距離を走査する走査時間（走査手段の走査速度と走査間隔）も用いることができる。これにより、走査手段により一枚目の平面画像の血球の位置（第一の位置）を取得してから二枚目の平面画像の血球の位置（第二の位置）を取得するまでの期間を用いることができるので、正確に血流速を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施例1におけるSLO装置の全体の構成について説明する図である。

【図2】本発明の実施例1におけるSLO装置の画像の取得方法を説明する図である。

【図3】本発明の実施例1におけるSLO装置の血流速の算出方法を説明する図である。

【図4】本発明の実施例2における複合装置の全体の構成について説明する図である。

【図5】本発明の実施例2における複合装置の画像の取得方法を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明に係る血流速算出装置は、走査手段により走査しながら被検眼に測定光を照射する照射手段（照明光学系とも呼ぶ。）を有する。次に、該装置は、照射手段で照射した測定光による被検眼からの戻り光に基づいて該被検眼の第一の画像（例えば、第一の平面画像）と、該第一の画像とは異なる時間に該被検眼の第二の画像（例えば、第二の平面画像）とを取得する取得手段を有する。また、該装置は、第一の画像の第一の位置（例えば、血球を含む部分画像。）と第二の画像の第二の位置（例えば、血球を含む部分画像。）と、を指示する指示手段（例えば、マウスなどによりカーソルを指示しても良いし、所定値より強度の大きい画像を指示しても良い。）を有する。そして、該装置は、第一及び第二の位置と走査手段の走査速度と走査間隔とに基づいて（すなわち、第一の位置を取得してから第二の位置を取得するまでの期間と、該期間に血球が移動した距離とに基づいて）被検眼の血流速を算出する算出手段を有する。

【0014】

これにより、一枚の平面画像を取得する時間だけでなく、走査手段が第二の画像内における第一の位置に相当する位置から第二の位置までの距離を走査する走査時間（走査手段の走査速度と走査間隔）も用いることができる。これにより、走査手段により一枚目の平面画像の血球の位置（第一の位置）を取得してから二枚目の平面画像の血球の位置（第二の位置）を取得するまでの期間を用いることができるので、正確に血流速を算出することができる。

【0015】

本発明を実施するための形態を、以下の実施例により説明する。

【実施例】

【0016】

10

20

30

40

50

つぎに、本発明の実施例について説明する。

【0017】

[実施例1]

実施例1においては、光画像撮像装置として、本発明を適用したSLO装置について説明する。特に、補償光学系を備え、網膜の高横分解能の平面画像(SLO像)の撮像を行い、取得された平面画像を用いて血流速を算出するSLO装置について説明する。

【0018】

本実施例では、被検眼の光学収差を空間光変調器を用いて補正して平面画像を取得するSLO装置が構成され、被検眼の視度や光学収差によらず良好な平面画像が得られるようにされている。

【0019】

ここでは、高横分解能の平面画像を撮像するために、補償光学系を備えているが、血管あるいは血球を撮像できれば、補償光学系を備えていなくてもよい。

【0020】

<全体>

図1を用いて、まず、本実施例におけるSLO装置109の概略構成について、具体的に説明する。

光源101から出射した光は光カプラー131によって参照光105と測定光106とに分割される。測定光106は、シングルモードファイバー130-4、空間光変調器159-1~2、XYスキャナ119、球面ミラー160-1~9等を介して、観察対象である被検眼107に導かれる。

【0021】

測定光106は被検眼107によって反射あるいは散乱された戻り光108となり、ディテクター138に入射される。ディテクター138は戻り光108の光強度を電圧に変換し、その信号を用いて、被検眼107の平面画像が構成される。さらに、取得された平面画像を用いて、血流速が算出される。

【0022】

本実施例では、光学系の全体を主に球面ミラーを用いた反射光学系を用いて、構成しているが、球面ミラーの代わりにレンズを用いた屈折光学系によっても構成することができる。

【0023】

また、本実施例では反射型の空間光変調器を用いたが、透過型の空間光変調器を用いても構成することができる。

【0024】

<光源>

つぎに、光源101の周辺について説明する。光源101は代表的な低コヒーレント光源であるSLD(Super Luminescent Diode)である。波長は830nm、バンド幅50nmである。ここでは、スペckルノイズの少ない平面画像を取得するために、低コヒーレント光源を選択している。また、光源の種類は、ここではSLDを選択したが、低コヒーレント光が出射できればよく、ASE(Amplified Spontaneous Emission)等も用いることができる。

【0025】

また、波長は眼を測定することを鑑みると、近赤外光が適する。さらに波長は、得られる平面画像の横方向の分解能に影響するため、なるべく短波長であることが望ましく、ここでは830nmとする。観察対象の測定部位によっては、他の波長を選んでも良い。

【0026】

光源101から出射された光は、シングルモードファイバー130-1と光カプラー131とを介して、参照光105と測定光106とに、96:4の割合で分割される。153は偏光コントローラである。

【0027】

10

20

30

40

50

< 参照光路 >

次に、参照光 105 の光路について説明する。

【0028】

光カプラー 131 によって分割された参照光 105 は光ファイバー 130 - 2 を介して、光量測定装置 164 に入射される。光量測定装置 164 は参照光の 105 の光量を測定し、測定光 105 の光量をモニターする用途に用いられる。

【0029】

< 測定光路 >

つぎに、測定光 106 の光路について説明する。

【0030】

光カプラー 131 によって分割された測定光 106 は、シングルモードファイバー 130 - 4 を介して、レンズ 135 - 4 に導かれ、ビーム径 4 mm の平行光になるよう調整される。

【0031】

測定光 106 は、ビームスプリッタ 158 を通過し、球面ミラー 160 - 1 ~ 2 にて反射され、第一の空間光変調器 159 - 1 に入射される。

ここで、第一の空間光変調器 159 - 1 は P 偏光（紙面に平行）の位相を変調する向きに配置されている。

【0032】

次に、測定光 106 は、第一の空間光変調器 159 - 1 にて変調され、球面ミラー 160 - 3 ~ 4 にて反射され、第二の空間光変調器 159 - 2 に入射される。ここで第二の空間光変調器 159 - 2 は S 偏光（紙面に垂直）の位相を変調する向きに配置されている。ここで、空間光変調器 159 - 1 ~ 2 は一般に、液晶の配向性を利用して変調を行うため、特定の方向の偏光の成分のみを変調する。

【0033】

そのため、上述のように、測定光 106 に対して、P 偏光の成分の変調と、S 偏光の成分の変調とを連続して行うことで、測定光 106 のあらゆる偏光の成分に対して、変調を行うことを可能にしている。

【0034】

上記したように、空間光変調器 159 - 1 と 159 - 2 との液晶の配向方向が互いに垂直に配置することが望ましいが、実際には垂直に限らず、互いの配向方向が異なっていればよい。

【0035】

ここで、空間光変調器 159 - 1 ~ 2 はパソコン 125 からドライバ部 181 内の空間光変調器駆動ドライバ 184 を介して制御される。

【0036】

次に、測定光 106 は、第二の空間光変調器 159 - 2 にて変調され、球面ミラー 160 - 5 ~ 6 にて反射され、XY スキャナ 119 のミラーに入射される。ここでは、簡単のため、XY スキャナ 119 は一つのミラーとして記したが、実際には X スキャナと Y スキャナの 2 枚のミラーが近接して配置され、網膜 127 上を光軸に垂直な方向にラスタースキャンするものである。また、測定光 106 の中心は XY スキャナ 119 のミラーの回転中心と一致するように調整されている。

【0037】

ここで、X スキャナは測定光 106 を紙面に平行な方向に走査するスキャナであり、ここでは共振型スキャナを用いている。駆動周波数は約 7.9 kHz である。また、Y スキャナは測定光 106 を紙面に垂直な方向に走査するスキャナであり、ここではガルバノスキャナを用いている。駆動波形はのこぎり波、周波数は 64 Hz、デューティ比は 16% である。Y スキャナの駆動周波数は、SLO 装置 109 の撮像のフレームレートを決定するため、血流速を算出するにあたり、重要なパラメータである。測定したい血流速によって、他の駆動周波数を選択してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 8 】

ここで、XYスキャナ119はパソコン125からドライバ部181内の光スキャナ駆動ドライバ182を介して制御される。

球面ミラー160-7~9は網膜127を走査するための光学系であり、測定光106を角膜126の付近を支点として、網膜127をスキャンする役割がある。

## 【 0 0 3 9 】

ここで、測定光106のビーム径は4mmであるが、より高分解能な断層画像を取得するために、ビーム径はより大径化してもよい。

## 【 0 0 4 0 】

また、117は電動ステージであり、矢印で図示している方向に移動することができ、付随する球面ミラー160-8の位置を、調整することができる。

ここで、電動ステージ117はパソコン125からドライバ部181内の電動ステージ駆動ドライバ183を介して制御される。

## 【 0 0 4 1 】

球面ミラー160-8の位置を調整することで、被検眼107の網膜127の所定の層に測定光106を合焦し、観察することが可能になる。

## 【 0 0 4 2 】

また、被検眼107が屈折異常を有している場合にも対応できる。

測定光106は被検眼107に入射すると、網膜127からの反射や散乱により戻り光108となり、再び光カプラー131に導かれ、シングルモードファイバー130-3を介して、ディテクター138に到達する。ディテクター138は例えば高速・高感度な光センサであるAPD(Avalanche Photo Diode)やPMT(Photomultiplier Tube)が用いられる。

## 【 0 0 4 3 】

戻り光108は、第二の空間光変調器159-2と第一の空間光変調器159-1とで、S偏光とP偏光とのそれぞれが、再び変調される。

## 【 0 0 4 4 】

また、ビームスプリッタ158にて分割される戻り光108の一部は、波面センサ155に入射され、被検眼107で発生する戻り光108の収差が測定される。

## 【 0 0 4 5 】

ここでは、1つの波面センサ155でSLO装置109を構成しているが、2つの波面センサを用いて、偏光毎に収差を測定してもよい。

## 【 0 0 4 6 】

波面センサ155はパソコン125に電氣的に接続されている。

ここで、角膜126とXYスキャナ119と波面センサ155と空間光変調器159-1~2とは光学的に共役になるよう、球面ミラー160-1~9等が配置されている。

## 【 0 0 4 7 】

そのため、波面センサ155は被検眼107の収差を測定することが可能になっている。また、空間光変調器159-1~2は被検眼107の収差を補正することが可能になっている。

## 【 0 0 4 8 】

さらに、波面センサの測定結果による得られた収差に基づいて、空間光変調器159-1~2をリアルタイムに制御することで、被検眼107で発生する収差を補正し、より高横分解能な平面画像の取得を可能にしている。

## 【 0 0 4 9 】

ここでは、160-8は球面ミラーであるが、被検眼107の収差(屈折異常)によっては、球面ミラー160-8の代わりにシリンダリカルミラーを用いてもよい。

## 【 0 0 5 0 】

また、新たなレンズを測定光106の光路に追加してもよい。

ここでは、測定光106を用いて、波面センサ155を用いた収差の測定を行っているが

10

20

30

40

50

、収差の測定のために他の光源を用いてもよい。また、収差の測定のために他の光路を構成してもよい。

【 0 0 5 1 】

例えば、球面ミラー 1 6 0 - 9 と角膜 1 2 6 の間から、ビームスプリッタを用いて、収差の測定のための光を入射することができる。

【 0 0 5 2 】

< 測定系 >

つぎに、測定系の構成について説明する。

S L O 装置 1 0 9 は、網膜 1 2 7 からの戻り光 1 0 8 の強度から構成される平面画像 ( S L O 像 ) を取得することができる。

10

【 0 0 5 3 】

網膜 1 2 7 にて反射や散乱された光である戻り光 1 0 8 は、球面ミラー 1 6 0 - 1 ~ 9 、空間光変調器 1 5 9 - 1 ~ 2 、光カプラー 1 3 1 等を介してディテクター 1 3 8 に入射され、光の強度が電圧に変換される。

【 0 0 5 4 】

ディテクター 1 3 8 で得られた電圧信号は、パソコン 1 2 5 内の A D ボード 1 7 6 にてデジタル値に変換され、パソコン 1 2 5 にて X Y スキャナ 1 1 9 の動作や駆動周波数と同期したデータ処理が行われ、平面画像が形成される。ここで、A D ボード 1 7 6 の取り込み速度は 1 5 M H z である。

また、ビームスプリッタ 1 5 8 にて分割される戻り光 1 0 8 の一部は、波面センサ 1 5 5 に入射され、戻り光 1 0 8 の収差が測定される。

20

【 0 0 5 5 】

波面センサ 1 5 5 はシャックハルトマン方式の波面センサである。

得られた収差はツェルニケ多項式を用いて表現され、これは被検眼 1 0 7 の収差を示している。

【 0 0 5 6 】

ツェルニケ多項式は、チルト ( 傾き ) の項、デフォーカス ( d e f o c u s ) の項、アスティグマ ( 非点収差 ) の項、コマの項、トリフォイルの項等からなる。

【 0 0 5 7 】

< S L O 像の取得方法 >

つぎに、平面画像 ( S L O 像 ) の取得方法について図 2 ( a ) ~ ( c ) を用いて説明する。

30

S L O 装置 1 0 9 は、X Y スキャナ 1 1 9 を制御し、ディテクター 1 3 8 で戻り光 1 0 8 の強度を取得することで、網膜 1 2 7 の平面画像を取得することができる。ここでは、網膜 1 2 7 の平面画像 ( 光軸に垂直な面 ) の取得方法について説明する。

【 0 0 5 8 】

図 2 ( a ) は被検眼 1 0 7 の模式図であり、S L O 装置 1 0 9 によって観察されている様子を示している。

図 2 ( a ) に示すように、測定光 1 0 6 は角膜 1 2 6 を通して、網膜 1 2 7 に入射すると様々な位置における反射や散乱により戻り光 1 0 8 となり、ディテクター 1 3 8 に到達する。

40

【 0 0 5 9 】

さらに、図 2 ( b ) に示すように、X Y スキャナ 1 0 9 を X 方向に駆動しながら、戻り光 1 0 8 の強度を検知すれば、各 X 軸の位置毎の情報を得ることができる。

【 0 0 6 0 】

さらに、図 2 ( c ) に示すように、X Y スキャナ 1 0 9 の X 軸と Y 軸とを同時に駆動し、網膜 1 2 7 のある撮像範囲 1 9 2 に対して、測定光 1 0 6 を軌跡 1 9 3 のように、ラスタースキャンしながら戻り光 1 0 8 の強度を検知すれば、戻り光 1 0 8 の強度の 2 次元分布が得られ、それはすなわち平面画像 1 7 7 ( 図 2 ( d ) ) である。

【 0 0 6 1 】

50



ここで、測定光 106 は右上の点 S から、左下の点 E に向かってスキャンされ、その間の戻り光 108 の強度が平面画像 177 の構成に用いられる。点 E から点 S への軌跡 193 は次の平面画像 177 の撮像の撮像のための準備である。スキャンにかかる時間は、図中の軌跡 193 に対して、S E が 84%、E S が 16% であり、この比は上述の Y スキャナの駆動波形のデューティ比に基づいている。また、図 2 (c) では簡単のため、軌跡 193 における X 方向のスキャン回数を少なめに記している。

【0062】

ここで、この平面画像 177 の大きさは  $700 \times 350 \mu\text{m}$ 、取得に要する時間は約 15.6 ms である。この時間は Y スキャナの駆動周波数に基づいている。

【0063】

また、平面画像 177 中には、戻り光 108 の強度が比較的大きい視細胞群 179 が明るく、比較的小さい血管 178 が暗く描出される。また、血管 178 に血球 (不図示) が明るく描出される。また、平面画像 177 を時間的に連続して取得すれば、血球が血管 178 内を移動する様子を描出することができる。

【0064】

また、連続して取得した平面画像 177 から、血球が描出されている血管 178 を抽出し、撮影順に積み重ねて時空間画像を作成してもよい。血球が移動する様子や血流速を容易に把握することができる。

【0065】

< 血流速の算出方法 >

つぎに、取得した平面画像から血流速を算出する方法について図 3 (a) ~ (b) を用いて説明する。

SLO 装置 109 は、XY スキャナ 119 を用いて、網膜 127 のある撮像範囲を連続してラスタースキャンすることで、平面画像を連続して取得することができる。

【0066】

図 3 (a)、(b) は上記説明した方法で、時間的に連続して取得した平面画像 191 - 1、191 - 2 である。この平面画像 191 - 1、191 - 2 がパソコン 125 のディスプレイに並列表示される。図中、血管 178、視細胞群 179、血球 194 が描写されている。この 2 つの画像を用いて、血球 194 の移動速度、すなわち血流速を算出する方法を説明する。

【0067】

血流速を算出する方法は以下の (1) ~ (5) の工程で行うものである。コンピュータ等を用いて、以下の工程を自動的に行うように構成してもよい。

【0068】

(1) 平面画像 191 - 1、191 - 2 のそれぞれに対して、血球 194 が強調して表示されるように画像処理を行う。例えば、視細胞群 179 は時間的に不動と捉え、平面画像 191 - 1 と 191 - 2 との差をとって、血球 194 を強調表示する。また、平面画像 191 - 1、191 - 2 に対して、固視微動に起因する歪みを補正してもよい。

【0069】

(2) 平面画像 191 - 1、191 - 2 のそれぞれから血球 194 の位置を把握する。ここで、画像の右上を原点  $O(0, 0)$  にとれば、平面画像 191 - 1、191 - 2 における血球 194 の位置 (単位:  $\mu\text{m}$ ) はそれぞれ、 $A_1(70, 440)$ 、 $A_2(50, 430)$  となる。ここで、血球 194 の位置の把握はコンピュータ等を用いて自動的に行ってよいし、操作者である験者が血球 194 を、パソコン 125 のマウスを用いて選択してもよい。

【0070】

(3) (2) で把握した血球 194 の位置を用いてその移動距離を算出する。移動距離  $L$  (単位:  $\mu\text{m}$ ) は位置  $A_1$  と  $A_2$  との差をとって、 $L(20, 10)$  となる。

【0071】

(4) ラスタースキャンの方向を考慮して、(3) で算出した移動距離  $L$  を移動した時

10

20

30

40

50

間である移動時間 $T$ を算出する。ラスタースキャンの方向を考慮すると、平面画像177の大きさは $700 \times 350 \mu\text{m}$ (本実施例においては、 $400 \times 200$ 画素とする)、 $Y$ スキャナの周波数は $64 \text{ Hz}$ 、デューティ比は $16\%$ であるから、移動時間 $T = (1/64) \times (1 - 0.84 \times 20/350) = 0.0149 \text{ s}$ となる。ここで、 $X$ スキャナは $Y$ スキャナに対して十分に高速に動作しているため、 $X$ 方向の移動時間は無視した。

【0072】

(5) 血球194の移動速度 $V$ (単位： $\text{mm/s}$ )は、 $V = L/T$ であるから、 $V = (1.342, 0.671)$ となり、血流速の大きさは $1.50 \text{ mm/s}$ となる。

【0073】

以上のように、連続して撮像された平面画像から、血球が血管内を移動する様子を描写し、該血球の位置から、該血球が撮像された時間差を算出し、その時間差に基づいて、該血球の移動速度を算出することで、より正確な血流速を算出することが可能になる。

10

【0074】

また、撮像された平面画像に適切な画像処理を施し、血球を強調して表示することで、より正確な血流速を算出することが可能になる。また、血流速を算出できる確率を高くすることが可能になる。

【0075】

また、平面画像から、血球を手動で選択することで、例えば $SN$ 比が低い平面画像であっても、血流速を算出できる確率を高くすることが可能になる。

【0076】

また、平面画像から、血球を自動で選択することで、より簡便に血流速を算出することが可能になる。

20

【0077】

また、連続して撮像された平面画像を用いて、時空間画像を作成し表示することで、血球が移動する様子や血流速を容易に把握することが可能になる。

【0078】

また、測定光あるいは戻り光の少なくともいずれかを変調することが可能な空間光変調手段と、被検眼にて発生する収差を測定する収差測定手段と、収差を補正するため、収差測定手段の測定結果に基づいて、空間光変調手段における変調量を制御する制御手段とを有し、空間光変調手段は、収差測定手段に対して光学的に共役な位置で変調するように構成することで、高横分解能の平面画像を取得でき、より細かな血管の血流速を算出することが可能になる。

30

【0079】

[実施例2]

実施例2においては、光画像撮像装置として、本発明を適用した $SLO$ 装置と $OCT$ 装置との複合装置について説明する。特に、補償光学系を備え、網膜の高横分解能の平面画像( $SLO$ 像)と断層画像( $OCT$ 像)との両方の撮像を行い、取得された平面画像を用い血流速を算出する複合装置について説明する。

【0080】

本実施例では、被検眼の光学収差を空間光変調器を用いて補正して平面画像を取得する $SLO$ 装置と、断層画像を取得するフーリエドメイン方式の $OCT$ 装置とが構成され、被検眼の視度や光学収差によらず良好な平面画像・断層画像が得られるようにされている。

40

【0081】

<全体>

図4を用いて、まず、本実施例における複合装置100の概略構成について、具体的に説明する。

図4には図1の実施例1と同じ構成には同一の符号が付されているので、共通する部分の説明は省略する。

【0082】

光源101から出射した光は光カプラー131によって参照光105と測定光106と

50

に分割される。測定光 106 は、シングルモードファイバー 130 - 4、空間光変調器 159、XY スキャナ 119、X スキャナ 121、球面ミラー 160 - 1 ~ 9 等を介して、観察対象である被検眼 107 に導かれる。

【0083】

被検眼 107 によって反射あるいは散乱された戻り光 108 となり、ディテクター 138 あるいはラインセンサ 139 に入射される。

ディテクター 138 は戻り光 108 の光強度を電圧に変換し、その信号を用いて、被検眼 107 の平面画像が構成される。さらに、取得された平面画像を用いて、血流速度が算出される。

【0084】

また、ラインセンサ 139 には参照光 105 と戻り光 108 とが合波されて入射され、被検眼 107 の断層画像が構成される。さらに、複数の取得された断層画像を用いて、血管の 3 次元的な走行が描出される。

【0085】

ここでは、波面収差を補正するデバイスとして空間光変調器を用いたが、波面収差を補正できればよく、可変形状ミラー等を用いることもできる。

【0086】

<光源>

光源 101 に関しては、実施例 1 と同様のため説明を省略する。低コヒーレント光源である SLD は断層画像の撮像にも適する。

【0087】

<参照光路>

つぎに、参照光 105 の光路について説明する。

光カプラー 131 にて分割された参照光 105 はシングルモードファイバー 130 - 2 を通して、レンズ 135 - 1 に導かれ、ビーム径 4 mm の平行光になるよう、調整される。

【0088】

次に、参照光 105 は、ミラー 157 - 1 ~ 4 によって、参照ミラーであるミラー 114 に導かれる。参照光 105 の光路長は、測定光 106 の光路長と略同一に調整されているため、参照光 105 と測定光 106 とを干渉させることができる。

【0089】

次に、ミラー 114 にて反射され、再び光カプラー 131 に導かれる。ここで、参照光 105 が通過した分散補償用ガラス 115 は被検眼 107 に測定光 106 が往復した時の分散を、参照光 105 に対して補償するものである。

【0090】

ここでは、日本人の平均的な眼球の直径として代表的な値を想定し、 $L1 = 23 \text{ mm}$  とする。

さらに、117 - 1 は電動ステージであり、矢印で図示している方向に移動することができる。参照光 105 の光路長を、調整・制御することができる。

また、電動ステージ 117 - 1 はパソコン 125 からドライバ部 181 内の電動ステージ駆動ドライバ 183 を介して制御される。

【0091】

<測定光路>

つぎに、測定光 106 の光路について説明する。

光カプラー 131 によって分割された測定光 106 はシングルモードファイバー 130 - 4 を介して、レンズ 135 - 4 に導かれ、ビーム径 4 mm の平行光になるよう調整される。また、偏光コントローラ 153 - 1 又は 2 は、測定光 106 の偏光状態を調整することができる。ここでは、測定光 106 の偏光状態は紙面に平行な方向の直線偏光に調整されている。

【0092】

測定光 106 は、ビームスプリッタ 158、可動式ビームスプリッタ 161 (分岐手段

10

20

30

40

50

とも呼ぶ。)を通過し、球面ミラー160-1、160-2を介し、空間光変調器159にて入射・変調される。ここで、空間光変調器159は、液晶の配向性を利用して変調を行う変調器であり、紙面に平行な方向の直線偏光(P偏光)の位相を変調する向きに配置され、測定光106の偏光の向きと合わせている。

**【0093】**

さらに、測定光106は偏光板173を通過し、球面ミラー160-3、160-4を介し、Xスキャナ121のミラーに入射される。ここで、偏光板173は戻り光108のうち紙面に平行な方向の直線偏光のみを空間光変調器159に導く役割がある。また、ここで、Xスキャナ121は測定光106を紙面に平行な方向に走査するXスキャナであり、ここでは共振型スキャナを用いている。駆動周波数は約7.9kHzである。

10

**【0094】**

さらに、測定光106は球面ミラー160-5~6を介し、XYスキャナ119のミラーに入射される。ここで、XYスキャナ119は一つのミラーとして記したが、実際にはXスキャン用ミラーとYスキャン用ミラーとの2枚のミラーが近接して配置されるものである。また、測定光106の中心はXYスキャナ119のミラーの回転中心と一致するように調整されている。XYスキャナ119の駆動周波数は~500Hzの範囲で可変できる。

**【0095】**

球面ミラー160-7~9は網膜127を走査するための光学系であり、測定光106を角膜126の付近を支点として、網膜127をスキャンする役割がある。

20

**【0096】**

ここで、測定光106のビーム径は4mmであるが、より高分解能な断層画像を取得するために、ビーム径はより大径化してもよい。

また、117-2は電動ステージであり、矢印で図示している方向に移動することができ、付随する球面ミラーである球面ミラー160-8の位置を、調整・制御することができる。電動ステージ117-2は電動ステージ117-1と同様に、電動ステージ駆動ドライバ183によって制御される。

**【0097】**

球面ミラー160-8の位置を調整することで、被検眼107の網膜127の所定の層に測定光106を合焦し、観察することが可能になる。初期状態では、測定光106は平行光の状態、角膜126に入射するように、球面ミラー160-8の位置が調整されている。

30

**【0098】**

また、被検眼107が屈折異常を有している場合にも対応できる。測定光106は被検眼107に入射すると、網膜127からの反射や散乱により戻り光108となり、再び光カプラー131に導かれ、ラインカメラ139に到達する。

**【0099】**

また、戻り光108の一部は可動式ビームスプリッタ161で反射され、レンズ135-5を介して、ディテクター138に導かれる。ここで、172はピンホールを有する遮光板であり、戻り光108の内、網膜127に合焦していない不要な光を遮断する役割がある。また、遮光板172はレンズ135-5の合焦位置に共役に配置される。また、遮光板172のピンホールの直径は例えば50μmである。ディテクター138は例えば高速・高感度な光センサであるAPD(Avalanche Photodiode)が用いられる。

40

**【0100】**

また、ビームスプリッタ158にて分割される戻り光108の一部は、波面センサ155に入射される。波面センサ155はシャックハルトマン方式の波面センサである。

**【0101】**

ここで、XYスキャナ119、Xスキャナ121、角膜126、波面センサ155、空間光変調器159は光学的に共役になるよう、球面ミラー160-1~9が配置されてい

50

る。そのため、波面センサ 155 は被検眼 107 の収差を測定することが可能になっている。また、空間光変調器 159 は被検眼 107 の収差を補正することが可能になっている。さらに、得られた収差に基づいて、空間光変調器 159 をリアルタイムに制御することで、被検眼 107 で発生する収差を補正し、より高横分解能な断層画像の取得を可能にしている。

#### 【0102】

<測定系の構成>

つぎに、測定系の構成について説明する。

複合装置 100 は、断層画像 (OCT 像) 及び平面画像 (SLO 像) を取得することができる。

10

まず、断層画像の測定系について説明する。

#### 【0103】

戻り光 108 は光カプラー 131 によって合波される。合波された光 142 は、シングルモードファイバー 130 - 3、レンズ 135 - 2 を介して、透過型グレーティング 141 に導かれ、波長毎に分光され、レンズ 135 - 3 を介してラインカメラ 139 に入射される。

#### 【0104】

ラインカメラ 139 は位置 (波長) 毎に光強度を電圧に変換し、その電圧信号はフレームグラバー 140 にてデジタル値に変換されて、パソコン 125 にて、被検眼 107 の断層画像が構成される。

20

#### 【0105】

ここでは、ラインカメラ 139 は 1024 画素を有し、合波された光 142 の波長毎 (1024 分割) の強度を得ることができる。

つぎに、平面画像の測定系について説明する。

#### 【0106】

戻り光 108 の一部は、可動式ビームスプリッタ 161 で反射される。反射された光は遮光板 172 によって不要な光が遮断された後、ディテクター 138 に到達し、光の強度が電気信号に変換される。

#### 【0107】

得られた電気信号に対して、パソコン 125 にて X スキャナ 121 と XY スキャナ 119 との走査信号と同期したデータ処理が行われ、平面画像が形成される。

30

#### 【0108】

ビームスプリッタ 158 にて分割される戻り光 108 の一部は、波面センサ 155 に入射され、戻り光 108 の収差が測定される。

波面センサ 155 にて得られた画像信号は、パソコン 125 に取り込まれ、収差が算出される。得られた収差はツェルニケ多項式を用いて表現され、これは被検眼 107 の収差を示している。

#### 【0109】

ツェルニケ多項式は、チルト (傾き) の項、デフォーカス (defocus) の項、アスティグマ (非点収差) の項、コマの項、トリフォイルの項等からなる。

40

#### 【0110】

<OCT 像の取得方法>

つぎに、複合装置 100 を用いた断層画像 (OCT 像) の取得方法について図 5 (a) ~ (c) を用いて説明する。

OCT 装置 100 は、XY スキャナ 119 を制御し、X スキャナ 121 を固定ミラーとして用いて、ラインカメラ 139 で干渉縞を取得することで、網膜 127 の断層画像を取得することができる。戻り光 108 がディテクター 138 に導光されないように可動式ビームスプリッタ 161 を制御する。また、X スキャナ 121、XY スキャナ 119 は、パソコン 125 からドライバ部 181 内の光スキャナ駆動ドライバ 182 を介して制御される (図 4)。ここでは、網膜 127 の断層画像 (光軸に平行な面) の取得方法について説明

50

する。

図5(a)は被検眼107の模式図であり、複合装置100によって観察されている様子を示している。

【0111】

図5(a)に示すように、測定光106は角膜126を通して、網膜127に入射すると様々な位置における反射や散乱により戻り光108となり、それぞれの位置での時間遅延を伴って、ラインカメラ139に到達する。

【0112】

ここでは、光源101のバンド幅が広く、コヒーレンス長が短いために、参照光路の光路長と測定光路の光路長とが略等しい場合に、ラインカメラ139にて、干渉縞が検出できる。

10

【0113】

上述のように、ラインカメラ139で取得されるのは波長軸上のスペクトル領域の干渉縞となる。

【0114】

次に、波長軸上の情報である干渉縞を、ラインカメラ139と透過型グレーティング141との特性を考慮して、光周波数軸の干渉縞に変換する。

さらに、変換された光周波数軸の干渉縞を逆フーリエ変換することで、深さ方向の情報が得られる。

【0115】

20

さらに、図5(b)に示すように、XYスキャナ119を駆動しながら、干渉縞を検知すれば、各X軸の位置毎に干渉縞が得られ、つまり、各X軸の位置毎の深さ方向の情報を得ることができる。

結果として、XZ面での戻り光108の強度の2次元分布が得られ、それはすなわち断層画像132である(図5(c))。

【0116】

本来は、断層画像132は上記説明したように、該戻り光108の強度をアレイ状に並べたものであり、例えば該強度をグレースケールに当てはめて、表示されるものである。X方向の長さは700 $\mu$ mであり、下に説明するSLO像の同様にしている。

【0117】

30

ここでは得られた断層画像の境界のみ強調して表示している。ここで、146は網膜色素上皮層、147は視神経線維層である、178は血管である。

また、各Y軸の位置毎に複数の断層画像を取得すれば、血管の3次元的な走行を描出できる。

【0118】

< SLO像の取得方法 >

つぎに、複合装置100を用いた平面画像(SLO像)の取得方法について説明する。複合装置100は、XYスキャナ119のY軸方向のみとXスキャナ121とを動作・制御し、XYスキャナ119のX軸方向を固定し、ディテクター138で戻り光108の強度を取得することで、網膜127の平面画像を取得することができる。Xスキャナ121とXYスキャナ119は、パソコン125からドライバ部181内の光スキャナ駆動ドライバ182を介して制御される(図4)。また、複合装置100は、波面センサ155で測定した被検眼107の収差を用いて空間光変調器159を制御し、被検眼107等にて生じる収差を補正しながら平面画像を取得することができる。また、空間光変調器159をリアルタイムに制御しながら平面画像を取得することができる。

40

具体的な平面画像の取得方法に関しては、実施例1と同様のため説明を省略する。

【0119】

< 血流速の算出方法 >

取得した平面画像から血流速を算出する方法に関しては、実施例1と同様のため説明を省略する。

50

上記取得した平面画像に描出される血管は、3次元的に走行する血管がXY平面に投影されたものと考えられる。そのため、測定された血流速はXY平面における速度となる。上記説明したように、複数の断層画像を用いて、血管の三次元的な走行を把握し、測定されたXY平面における血流速を用いて、XYZ空間における速度を算出することができる。

【0120】

以上のように、光画像撮像装置が、光源からの光を測定光と参照光とに分割する分割手段と、被検眼に照射された測定光による戻り光と、参照光路を経由した参照光とを干渉させる手段と、干渉による干渉信号の強度を検出する手段とを備え、被検眼の断層画像を撮像する機能を有することで、光学系の大部分を断層画像撮像と平面画像撮像との目的に対して共用しているため、簡単な構成で、平面画像と断層画像との撮像が可能になり、血管

10

【0121】

(その他の実施形態)

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

【符号の説明】

【0122】

- 101 光源
- 105 参照光
- 106 測定光
- 107 被検眼
- 108 戻り光
- 109 SLO装置
- 117 電動ステージ
- 119 XYスキャナ
- 125 パソコン
- 126 角膜
- 127 網膜
- 130 シングルモードファイバー
- 131 光カプラー
- 135 レンズ
- 138 ディテクター
- 155 波面センサ
- 158 ビームスプリッタ
- 159 空間光変調器
- 160 球面ミラー
- 164 光量測定装置
- 176 ADボード
- 177、191 平面画像
- 178 血管
- 179 視細胞群
- 181 ドライバ部
- 182 光スキャナ駆動ドライバ
- 183 電動ステージ駆動ドライバ
- 184 空間光変調器駆動ドライバ
- 192 撮像範囲
- 193 軌跡

20

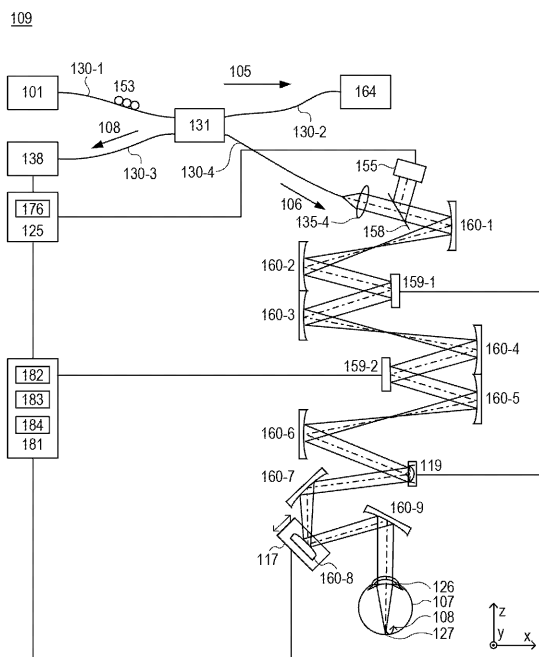
30

40

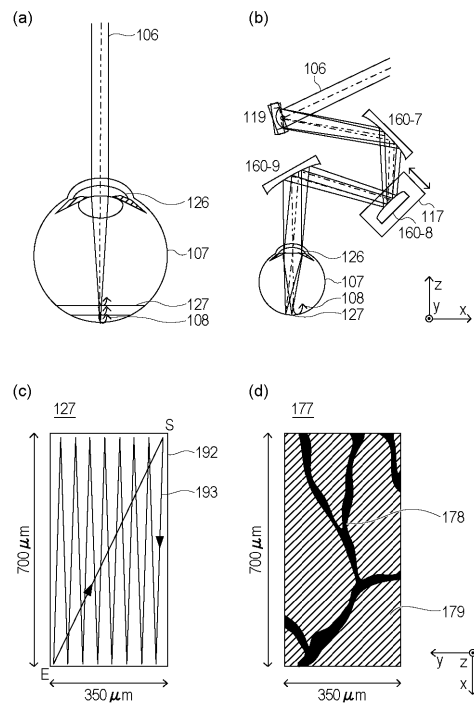
50

1 9 4 血球

【 図 1 】

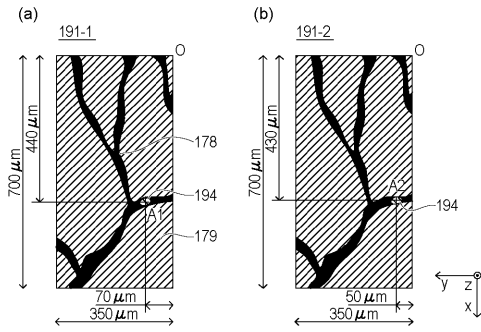


【 図 2 】

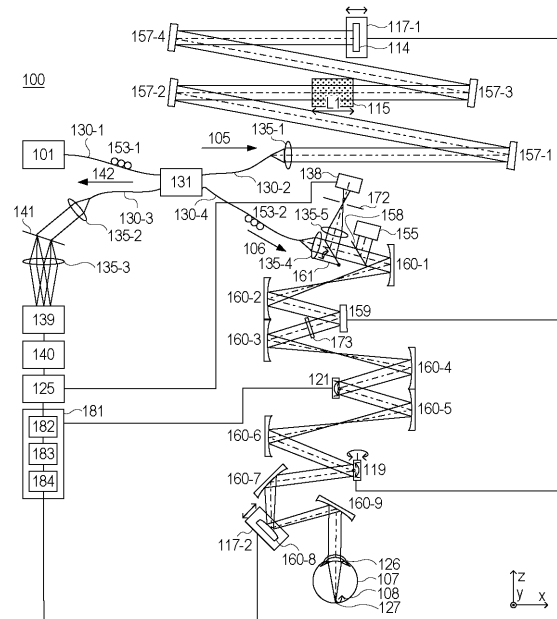




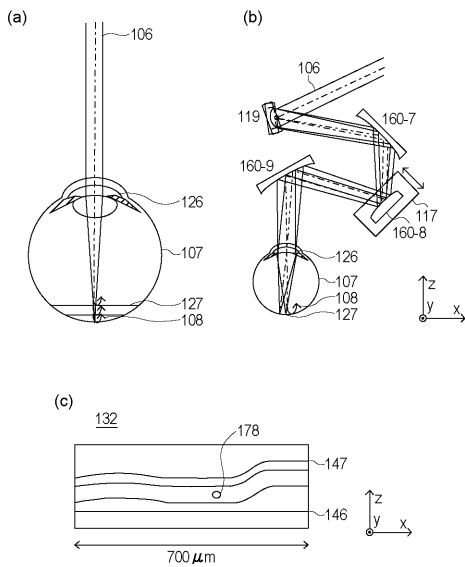
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-017396(JP,A)  
特開2008-029467(JP,A)  
特表2005-501587(JP,A)  
米国特許出願公開第2005/0131284(US,A1)  
特表2007-530197(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/18  
A61B 5/02 - 5/03