

(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2014-68704

(P2014-68704A)

(43) 公開日 平成26年4月21日(2014.4.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 3/14 (2006.01)	A 6 1 B 3/14	A
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	R
	A 6 1 B 3/14	L

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

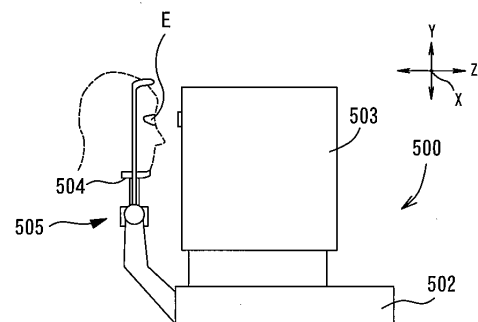
(21) 出願番号	特願2012-215480 (P2012-215480)	(71) 出願人	000135184
(22) 出願日	平成24年9月28日 (2012. 9. 28)		株式会社ニデック
		(72) 発明者	柴田 尚久
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内
		(72) 発明者	迎 秀雄
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内
		(72) 発明者	山田 善彦
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
			式会社ニデック拾石工場内

(54) 【発明の名称】 眼科撮影装置

(57) 【要約】

【課題】 撮影画像を精度良く取得出来る眼科撮影装置を提供する。

【解決手段】 眼科撮影装置は、被検眼を照明する照明光源を持つ照明光学系と、照明光源の光束を被検眼に対して二次元的に走査する走査部材と、被検眼からの反射光を受光して光電変換する受光素子とを備える眼底撮影光学系と、受光素子から出力された信号を量子化して撮影画像として取り込むための画像取得手段と、走査部材の走査に伴い発生する撮影画像の歪を抽出する歪抽出手段と、歪抽出手段で抽出された歪を除去するように受光素子で取得された撮影画像の位置情報を決定する画像補正部とを備える。



【選択図】 図1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検眼を照明する照明光源を持つ照明光学系と、
前記照明光源の光束を前記被検眼に対して二次元的に走査する走査部材と、
前記被検眼からの反射光を受光して光電変換する受光素子と、
を備える眼底撮影光学系と、
前記受光素子から出力された信号を量子化して撮影画像として取り込むための画像取得手段と、
前記走査部材の走査に伴い発生する前記撮影画像の歪を抽出する歪抽出手段と、
前記歪抽出手段で抽出された前記歪を除去するように前記受光素子で取得された前記撮影画像の位置情報を決定する画像補正部とを備えることを特徴とする眼科撮影装置。

10

【請求項 2】

歪が無いときの前記撮影画像の位置情報である基準位置情報が記憶された記憶部とを備え、
前記歪抽出手段は、前記受光素子で受光された前記撮影画像の位置情報と前記基準位置情報との差分を、前記撮影画像の歪として抽出する請求項 1 に記載の眼科撮影装置。

【請求項 3】

前記基準位置情報は、前記歪を抽出するための補正チャートの位置情報であり、
前記歪抽出手段は、前記受光素子で同じ前記補正チャートを撮影して得られた撮影画像と、記憶部に記憶された基準位置情報との対応関係の比較から、前記歪を抽出する請求項 2 の眼科撮影装置。

20

【請求項 4】

前記補正チャートは、ドットマトリクスである請求項 1 ～ 3 のいずれかの眼科撮影装置。

【請求項 5】

前記画像補正部は、ルックアップテーブルを持つ請求項 1 ～ 4 のいずれかの眼科撮影装置。

【請求項 6】

前記歪抽出手段は、正弦波状に速度変化する前記走査部材の位置情報を検出する検出手段とを備え、
前記基準位置情報は、前記検出手段で検知された前記位置情報を線形的な位置情報としたときの基準波形であって、
前記画像補正部は、前記検出手段で検出された前記位置情報と前記基準位置情報との差で求められる補正量に基づき、前記走査部材の走査方向に生じる前記撮影画像の歪を補正する請求項 2 の眼科撮影装置。

30

【請求項 7】

前記受光素子で前記輝度情報を取得するタイミングを定めるサンプリングパルスを所定の周期で出力させるサンプリング発生手段と、
前記検出手段による前記走査部材の位置情報に基づき前記サンプリングパルスの周期を周期変調することで、前記眼底に対して前記輝度情報が一定間隔で取得されるようにするための変調手段とを備える請求項 6 に記載の眼科撮影装置。

40

【請求項 8】

前記画像取得手段で取得された前記撮影画像を表示する表示部と、
前記表示部の表示制御をする表示制御手段と、を備える請求項 1 ～ 8 の眼科撮影装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は被検眼を撮影する眼科撮影装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

眼科撮影装置として、波面補償部で眼の波面収差を取り除いた状態で眼底撮影画像を得るものが知られている。この種の眼科撮影装置は、眼底を照明するために所要方向に光束を偏向させる走査部材と、眼底からの反射光を受光して撮影画像を形成するための信号（画素の輝度情報）を読み取る受光素子を持つ。例えば、高解像度の撮影画像を高速で取得するために、走査部材として、モータの駆動で偏向される共振型スキャナーを備えるものがある（例えば、特許文献 1 参照）。例えば、共振型スキャナーは、圧電素子等の振動子を備える駆動部と、駆動部に接続されるバネと、バネの弾性力によって回転されるミラー部とを備える。駆動部の駆動で振動子にバネ（弾性部）の共振周波数と等しい周波数の振動が印加され、バネが共振振動されると、ミラー部が所定の軸方向に回転する。そしてミラー部で反射された光束によって眼底が所定の振り角で走査される（例えば、特許文献 2 参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010 259543 号公報

【特許文献 2】特開平 8 313838 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

共振型スキャナーのミラー部は、モータの駆動に連動して振り子のように正弦波状に振動し、振り角に応じて走査速度が変わる特性を持つ。例えば、走査線の走査開始時と終了時では走査速度が比較的遅くなり、受光素子で受光された画素の輝度情報で形成される撮影画像の解像度が比較的高くなる。一方で、走査線の中盤では走査速度が比較的早くなり、受光素子で受光された画素の輝度情報で形成される画像の解像度が比較的に低下する。このように振り角の違いによる解像度のばらつきによって、モニタに表示される撮影画像の見栄えが低下するおそれがある。

20

【0005】

本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、撮影画像を精度良く取得出来る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】

30

【0006】

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

【0007】

（１）被検眼を照明する照明光源を持つ照明光学系と、前記照明光源の光束を前記被検眼に対して二次元的に走査する走査部材と、前記被検眼からの反射光を受光して光電変換する受光素子と、を備える眼底撮影光学系と、前記受光素子から出力された信号を量子化して撮影画像として取り込むための画像取得手段と、前記走査部材の走査に伴い発生する前記撮影画像の歪を抽出する歪抽出手段と、前記歪抽出手段で抽出された前記歪を除去するように前記受光素子で取得された前記撮影画像の位置情報を決定する画像補正部とを備えることを特徴とする眼科撮影装置。

40

（２）歪が無いときの前記撮影画像の位置情報である基準位置情報が記憶された記憶部とを備え、前記歪抽出手段は、前記受光素子で受光された前記撮影画像の位置情報と前記基準位置情報との差分を、前記撮影画像の歪として抽出する（１）に記載の眼科撮影装置。

（３）前記基準位置情報は、前記歪を抽出するための補正チャートの位置情報であり、前記歪抽出手段は、前記受光素子で同じ前記補正チャートを撮影して得られた撮影画像と、記憶部に記憶された基準位置情報との対応関係の比較から、前記歪を抽出する（２）の眼科撮影装置。

（４）前記補正チャートは、ドットマトリクスである（１）～（３）のいずれかの眼科撮影装置。

50

(5) 前記画像補正部は、ルックアップテーブルを持つ(1)~(4)のいずれかの眼科撮影装置。

(6) 前記歪抽出手段は、正弦波状に速度変化する前記走査部材の位置情報を検出する検出手段とを備え、前記基準位置情報は、前記検出手段で検知された前記位置情報を線形的な位置情報としたときの基準波形であって、前記画像補正部は、前記検出手段で検出された前記位置情報と前記基準位置情報との差で求められる補正量に基づき、前記走査部材の走査方向に生じる前記撮影画像の歪を補正する(2)の眼科撮影装置。

(7) 前記受光素子で前記輝度情報を取得するタイミングを定めるサンプリングパルスをもとの周期で出力させるサンプリング発生手段と、前記検出手段による前記走査部材の位置情報に基づき前記サンプリングパルスの周期を周期変調することで、前記眼底に対して前記輝度情報が一定間隔で取得されるようにするための変調手段とを備える(6)に記載の眼科撮影装置。

(8) 前記画像取得手段で取得された前記撮影画像を表示する表示部と、前記表示部の表示制御をする表示制御手段と、を備える(1)~(8)の眼科撮影装置。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、撮影画像を精度良く取得出来る眼科撮影装置を提供することを技術課題とする。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の実施形態を説明する。図1は眼科撮影装置500の外観図である。眼科撮影装置500は、基台502、撮影部503、顔支持ユニット504を備える。基台502上に取り付けられた撮影部503の内部には後述する光学系が収納される。顔支持ユニット504は顎台505を備え、顎台505は駆動手段(図示を略す)の駆動により顔支持ユニット4の基部に対して三次元方向に移動される。

【0010】

図2に眼科撮影装置500の光学系の説明図を示す。光学系は第1撮影ユニット100と、第2撮影ユニット200を備える。第1撮影ユニット100は、被検眼Eを細胞レベルの解像度で撮影し眼底画像(以下、第1撮影画像と記す)を得る。第2撮影ユニット200は、第1撮影ユニット100よりも広い画角の眼底画像を取得し、第1撮影画像の撮影位置を指定する際に用いられる。

【0011】

第1撮影ユニット100は共焦点光学系を用いた走査型レーザー検眼鏡の構成とされ、眼Eに照明光(照明光束)を照射して眼底を2次元的に照明する第1照明光学系100aと、眼底に照射された照明光の反射光(反射光束)を受光して第1撮影画像を得る第1撮影光学系100b、更に眼Eの波面収差を検出して低次収差及び高次収差を取り除く波面補償ユニット110を有する。

【0012】

(第1撮影ユニット)

第1照明光学系100aは光源1(第1光源)を備え、光源1から眼底に到る光路L1に、レンズ2、偏光ビームスプリッタ4、ビームスプリッタ71、凹面ミラー6、凹面ミラー7、平面ミラー8、波面補償デバイス72、ビームスプリッタ75、凹面ミラー11、凹面ミラー12、レゾナントスキャナ15、凹面ミラー16、凹面ミラー17、を備える。そして、さらに、平面ミラー21、レンズ22、平面ミラー23、視度補正部10、平面ミラー25、凹面ミラー26、ガルバノスキャナ40、ダイクロイックミラー90、凹面ミラー31、平面ミラー32、平面ミラー33、凹面ミラー35が配置されている。

【0013】

第1照明光学系100aの構成を説明すると、光源1は、被検眼に視認されにくい近赤外から赤外域で眼底を照明する周知の赤外光源であり、例えば、波長840nmのSLD

10

20

30

40

50

(Super Luminescent Diode) 光源や、収束性の高いスポット光を出射する半導体レーザー等が用いられる。偏光ビームスプリッタ 4 は、光源 1 からの照射光のうち S 偏光成分の光束を通過しその他 (P 偏向成分など) の光束を遮光する。ビームスプリッタ 7 1 は、光源 1 の波長の光を透過し、後述する収差検出用光源 7 6 の波長の光を反射する特性を持つ。

【0014】

波面補償デバイス 7 2 は、後述する波面センサー 7 3 で検出された眼底反射光に含まれる収差を除去するように制御される。なお波面補償デバイス 7 2 は、例えば、液晶空間位相変調器とし、反射型の LCOS (Liquid Crystal On Silicon) 等が用いられる。波面補償デバイス 7 2 は、光源 1 からの照明光 (S 偏光光)、照明光の眼底での反射光 (S 偏光光)、波面収差検出用光の反射光 (S 偏光成分) 等の所定の直線偏光 (S 偏光) に対して収差を補償することが可能な向きに配置されており、波面補償デバイス 7 2 は入射光の S 偏光成分を変調する。また波面補償デバイス 7 2 は、その液晶層内の液晶分子の配列方向が入射する反射光の偏光面と略平行であり、さらに液晶分子が液晶層への印加電圧の変化に応じて回転する所定の面が、波面補償デバイス 7 2 に対する眼底からの反射光の入射光軸及び反射光軸と波面補償デバイス 7 2 が持つミラー層の法線とを含む平面に対して略平行になるように配置されている。

10

【0015】

なおここでは、波面補償デバイス 7 2 を液晶変調素子とし、反射型の LCOS (Liquid Crystal On Silicon) 等を用いているが、反射型の波面補償デバイスであれば良く、例えば、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) の一形態のデフォーダブルミラーが用いられても良い。また反射型の波面補償デバイス以外にも、眼底からの反射光を透過して波面収差を補償する透過型の波面補償デバイスを用いても良い。

20

【0016】

眼 E の視度補正のために光路長を変える視度補正部 1 0 は、ここでは 2 枚の平面ミラーと 2 つのレンズ (図番号を略す)、駆動部 1 0 a で構成されており、駆動部 1 0 a の駆動で平面ミラー及びレンズが矢印 A 方向に移動されることで、光路長が変更され視度が補正される。これ以外にも視度補正部 1 0 には平面ミラーとレンズに変えて光軸方向に移動可能なプリズムを用いることもできる。

30

【0017】

共振型スキャナーであるレゾナントスキャナー 1 5 は、光源 1 からの照明光 (スポット光) を所定方向に偏向させるミラー 1 5 a と、ミラー 1 5 a を所定の共振周波数で駆動する駆動部 1 5 b から構成される。駆動部 1 5 b の駆動でレゾナントスキャナー 1 5 a が所定の共振周波数で主走査方向 (水平方向) に高速で振動されることで、眼底が照明光でライン状に照明される。

【0018】

ガルバノスキャナー 4 0 は、ミラー 4 1 a と駆動部 4 1 b を備え、駆動部 4 1 b の駆動でミラー 4 1 a を副走査方向に傾斜させる。これによりレゾナントスキャナー 1 5 の主走査で二次元方向に偏向された光束が、更に垂直方向に偏向されて、眼底が照明光で二次元に照明される。なお動作の安定性を考慮すると、ガルバノスキャナー 4 0 は等速直線運動で動作制御されることが好ましい。

40

【0019】

以上のようなレゾナントスキャナー 1 5 とガルバノスキャナー 4 0 の組み合わせで、照明光を二次元方向に偏向させて、眼底を二次元的に照明する走査部材が構成される。照明光で照明された眼底からの反射光は、受光素子 5 6 で受光され光電変換される。受光素子 5 6 から出力された信号は、後述する制御部 8 0 で量子化され、撮影画像の輝度情報として後述するメモリ 8 1 に入力される。これにより所要画角の二次元の眼底画像が取得される。

【0020】

ダイクロイックミラー 9 0 は、第 2 撮影ユニット 2 0 0 等の光路を第 1 照明光学系 1 0

50

0 a と略同軸にする。ダイクロイックミラー 90 は、第 2 撮影ユニット 200 からの光束を透過させ、光源 1 及び後述する光源 76 からの光束を反射する特性を有する。

【0021】

以上のような構成により、光源 1 から出射された照明光は、レンズ 2 で平行光とされた後、偏光ビームスプリッタ 4 を経て、ビームスプリッタ 71、凹面ミラー 6 から平面ミラー 8 で反射され、波面補償デバイス 72 に入射する。波面補償デバイス 72 に反射された照明光は、ビームスプリッタ 75 を介し、凹面ミラー 11、12 で反射されてレゾナントスキャナー 15 に入射される。

【0022】

レゾナントスキャナー 15 で反射された照明光は、凹面ミラー 16 から平面ミラー 21 で反射され、レンズ 22 に集光された後、平面ミラー 23 で反射され、更に視度補正部 10 を介して、平面ミラー 25、凹面ミラー 26 で反射されて、ガルバノスキャナー 40 に入射される。ガルバノスキャナー 40 で反射された照明光は、ダイクロイックミラー 90 から凹面ミラー 35 で反射されて、眼 E の眼底に集光する。この状態でレゾナントスキャナー 15 及びガルバノスキャナー 40 の偏向動作が駆動制御されることで、照明光による眼底の 2 次元走査が行われる。

【0023】

第 1 撮影光学系 100 b は、第 1 照明光学系 100 a のダイクロイックミラー 90 からビームスプリッタ 71 までの光路を共通とし、更にビームスプリッタ 71 の反射光路上に平面ミラー 51、偏光ビームスプリッタ 52、レンズ 53、ピンホール板 54、レンズ 55、受光素子 56 が配置されている。偏光ビームスプリッタ 52 は S 偏光成分の光束のみを通過しその他 (P 偏向成分など) の光束を遮光する。ピンホール板 54 は眼底と共役位置に置かれる。受光素子 56 には APD (アパランシェフォトダイオード) が用いられるとする。これ以外にも受光素子 56 には光電子倍增管等を用いることもできる。

【0024】

光源 1 からの照明光で照明された眼底からの反射光は、第 1 照明光学系 100 a を逆に辿り、ビームスプリッタ 71、平面ミラー 51 で反射され、偏光ビームスプリッタ 52 で S 偏光成分の光束だけ透過される。偏光ビームスプリッタ 52 を透過した光束は、レンズ 53 を介してピンホール板 54 のピンホールに焦点を結び、レンズ 55 を経て受光素子 56 で受光される。

【0025】

なお、角膜からの反射光はピンホール板 54 によって大部分が除去される。これにより角膜反射光による画像への影響が抑えられ、受光素子 56 で眼底からの反射光が好適に受光される。以上のような第 1 撮影光学系 100 b による眼底画像の撮影画角は、例えば 1 度から 5 度程度であるとする。

【0026】

第 1 照明光学系 100 a と光路を一部共用する波面補償部 110 は、光源 76、レンズ 77、偏光ビームスプリッタ 78、ビームスプリッタ 75、71、ダイクロイックミラー 86、偏光板 85、レンズ 84、平面ミラー 83、レンズ 82、波面センサー 73 を含む。つまり波面補償部 110 は、第 1 照明光学系 100 a の光路に置かれるビームスプリッタ 71 から凹面ミラー 35 までの光学部材を共用する。

【0027】

波面補償部 110 の構成を説明する。光源 76 には、光源 1 とは異なる赤外域の光束を発するレーザダイオードが用いられる。例えば本実施形態では波長 780 nm のレーザー光を出射する光線 76 が使用される。なお第 1 光源 1 と収差検出用の光源 76 は併用されても良い。

【0028】

偏光ビームスプリッタ (第 1 偏光手段) 78 は、光源 76 からの光束を、偏光ビームスプリッタ 4 で S 偏光された光源 1 からの光束に直交する P 偏光の光束に偏光する。ビームスプリッタ 75 は、波面補償部 110 の光束を第 1 照明光学系の光路に導く。ビームスプ

10

20

30

40

50

リッタ 71 は、光源 1 の波長の光 (840 nm) を透過し、収差検出用の光源 76 の波長光 (780 nm) を反射する特性を持つ。これにより波面センサー 73 は、照射されたレーザー光による眼底からの散乱光のうち S 偏光成分を持つ光を検出する。ダイクロックミラー 86 は、光源 1 の波長の光 (840 nm) を透過し、収差検出用の光源 76 の波長光 (780 nm) を反射する。偏光板 (第 2 偏光手段) 85 は、光源 76 から眼 E に照射された偏光方向の光束 (P 偏光光) を遮断し、この偏光方向に直交する偏光方向の光束 (S 偏光光) を透過する。

【0029】

波面センサー 73 は、被検眼の反射光に含まれる低次収差及び高次収差を検知するものが用いられる。例えば多数のマイクロレンズからなるマイクロレンズアレイと、マイクロレンズアレイを透過した光束を受光させるための二次元撮像素子 73a (二次元受光素子) から構成される。また収差検出用の光源 76 (第 3 光源) は、光源 1 とは異なる赤外帯域の光束を発するものが選択される。例えば本実施形態では、波長 780 nm のレーザー光を出射するレーザダイオードが用いられており、光源 76 の出射端は眼底と共役関係とされる。なお波面センサー 73 には、ハルトマンシャック検出器や光強度の変化を検出する波面曲率センサー等を用いることができる。なおレゾナントスキャナー 15、波面補償デバイス 72 の反射面、波面センサー 73 の受光面は眼 E の眼底と略共役とされる。

【0030】

光源 76 から出射されたレーザー光は、レンズ 77 で平行光とされた後、偏光ビームスプリッタ 78 で光源 1 からの照明光と直交する偏光方向 (P 偏光) とされ、ビームスプリッタ 75 で第 1 照明光学系 100a の光路に導かれる。ビームスプリッタ 75 で反射したレーザー光は、第 1 照明光学系 100a の光路を経て眼底に集光される。眼底からの反射光は、第 1 照明光学系 100a の各光学部材を経て波面補償デバイス 72 で反射され、ビームスプリッタ 71 により第 1 照明光学系 100a の光路から外され、ダイクロックミラー 86 で反射された後、偏光板 85、レンズ 84、平面ミラー 83、レンズ 82 を経て波面センサー 73 へと導かれる。これにより波面センサー 73 では眼底からの散乱光のうち S 偏光成分を持つ光が検出され、角膜や光学素子で反射された光束が、波面センサー 73 で検出されることが抑えられる。

【0031】

以上のような波面補償部 (補償光学系) 110 によって、波面センサー 73 で検出された光源 76 の眼底反射光の波面収差に基づいて、波面補償デバイス 72 が制御され、光源 76 の反射光の S 偏光成分と共に、光源 1 から出射される照明光とその反射光の波面収差が取り除かれる。これにより眼 E の波面収差が取り除かれた (波面補償された) 高解像度の第 1 撮影画像が得られる。つまり第 1 撮影画像の 1 画像を構築する画素数が、従来の広画角 (例えば 40 度程度) の眼底画像と同程度となるように照明光の走査を行い、さらに波面補償を行うことで、狭画角 (1.5 度程度) でありながら細胞レベルまで観察できる高解像度・高倍率な眼底画像が得られるようになる。

【0032】

(第 2 撮影ユニット)

第 2 撮影ユニットは、第 1 撮影ユニットの画角よりも広画角の眼底画像 (第 2 撮影画像) を得る。得られた第 2 撮影画像は第 1 撮影画像の撮影位置の指定、撮影位置の確認用に用いられる。第 2 撮影画像を取得する第 2 撮影ユニット 200 は、眼 E の眼底画像を観察用として広画角 (例えば 20 度 ~ 60 度程度) でリアルタイムに取得できればよく、既存の眼底カメラの観察・撮影光学系や走査型レーザー検眼鏡 (Scanning Laser Ophthalmoscope: SLO) の光学系、及び制御系等が用いられる。ここでは説明の簡便のため第 2 撮影ユニット 200 の構成はブロック図で示す。

【0033】

第 2 撮影ユニット 200 は、眼 E に照明光を照射し眼底を 2 次元的に照明する第 2 照明光学系と、眼底からの反射光を受光して第 2 撮影画像を撮像する第 2 撮影光学系から構成される。第 2 照明光学系は、眼底を赤外光で照明する第 2 光源 210、照明光を眼底上で

10

20

30

40

50

２次元的に走査する走査部２２０等を備える。第２光源２１０には、例えば９１０nmの波長のレーザー光を出射するレーザダイオードが用いられる。走査部２２０は、X及びY方向の二次元方向にレーザー光を偏向（反射）するミラーを備える。なお第２撮影ユニット２００による眼底画像の撮影画角が第１撮影ユニット１００の画角より大きくなるように走査部２２０のミラーの振れ角が決定される。例えば、第２撮影画像によって眼底の特徴部を取得するために、黄斑部や乳頭を同時に撮影できる程度の画角を持つ構成とされる場合、画角は２０～６０度程度とされる。第２撮影光学系は、眼底からの反射光を受光する受光素子２５１等を備える。

【００３４】

以上のような第２撮影ユニット２００の光路はダイクロイックミラー９０によって第１撮影ユニット１００と略同軸にされ、第２光源２１０からの光束は、ダイクロイックミラー９０から平面ミラー３３を経て眼底に集光される。眼底に投影された光束は走査部２２０の駆動により眼底の広い範囲で２次元的に走査される。眼底からの反射光は平面ミラー３３からダイクロイックミラー９０までの光路を逆を経て、第２撮影光学系２００bの受光素子２５１で受光される。これにより、第１撮影ユニット１００の撮影の位置指定などに用いられる第２撮影画像が取得される。

【００３５】

なお、本実施形態では走査部２２０を用いて照明光を２次元的に走査して眼底を照明している。これ以外にも、例えばライン状のスリット光をラインと直交する方向に走査して眼底照明しても良く、ホールミラー等を用いた既存の眼底カメラの照明光学系にて眼底全体が一度に照明されても良い。

なお、上記の光学系に、眼Eの固視微動等による位置ずれの経時変化を検出して移動位置情報を得る周知のトラッキング用ユニット（位置検出部）が設けられても良い。

【００３６】

次に眼科撮影装置の制御系を説明する。図３は制御ブロック図である。

制御部８０には上述の光学系の各構成（又は各構成を駆動させるための図示を略す駆動部）が接続される他、記憶部８１、指定手段となるコントロール部９２、モニタ７０などが接続される。制御部８０は、装置のアライメント動作、撮影動作、波面補償動作、トラッキング動作等の各種制御をする。また制御部８０は受光素子５６から出力された信号を量子化し、撮影画像の輝度情報としてメモリ８１に記憶させる画像取得手段となる。また制御部８０は後述する基準位置情報に対する撮影画像の位置情報の差分を、歪量として求める歪抽出手段となる。更に制御部８０は、レゾナントスキャナー１５の往復振動で取得される撮影画像を、往路で取得される画像領域と、復路で取得される画像領域とを区分けするための基準位置を設定する基準位置設定手段になり、画像取得手段で取得された撮影画像を画像処理で補正するための補正手段になる。

【００３７】

記憶部８１には、装置の動作に必要となる各種プログラムの他、コントロール部９２による入力情報、取得された撮影情報（第１撮影画像及び第２撮影画像）など各種情報が記憶される。また記憶部８１には、撮影画像に含まれる歪を抽出するための補正チャート（ドットマトリクス）の画像データが基準位置情報として記憶されている。

【００３８】

また記憶部８１は、受光素子５６で読み取られた信号に基づく画素の輝度情報が順次蓄積されるフレームメモリ８１aと、フレームメモリ８１aに蓄積された画素の配列をしておいて（座標変換を行って）、撮影画像に含まれる歪を除去するための画像補正部８１bを持つ。

【００３９】

画像補正部８１bは、記憶部８１に用意された補正チャートの画像データと、第１撮影ユニットで同一の補正チャートを撮影して取得された撮影画像データである撮影画像の位置情報との差分に基づき、前記画素の配列を決定する。このように画像補正部８１bによって、フレームメモリ８１aに蓄積された信号（画素の輝度情報）の位置情報（配列）が

10

20

30

40

50

決定されることで、歪が除去された第 1 撮影画像がモニタ 70 に好適に表示される。なお画像補正部 81b には、ルックアップテーブルや、正弦関数等の演算式等が用いられる。ここでは画像補正部 81b にルックアップテーブルが用いられる例を説明する。

【0040】

なおここで示される歪とは、走査部材の速度変化で生じる各画素の表現する範囲の変化により、第 1 撮影画像の形成状態が均一ではなくなることを言う。第 1 撮影画像が均一ではないとは、例えば、画像の局所領域の解像度が異なっている状態、画像全体が拡大又は縮小されていることを言う。これ以外にも撮影された眼底像が、所期の第 1 撮影画像としてモニタ 70 に正しく表示されていない状態を言う。

【0041】

コントロール部 92 は、各種入力操作に用いられる。例えば、検者が細胞レベルの第 1 撮影画像の撮影位置を、第 2 撮影画像上で指定する位置指定等に用いられる。コントロール部 92 には、モニタ 70 に設置されるタッチパネル、マウス等、スイッチ等の周知の入力部材が用いられる。

【0042】

モニタ 70 には、制御部 80 による受光素子 56、251 の受光信号に基づき、画角の異なる眼底画像（つまり第 1 撮影画像及び第 2 撮影画像）が形成される。例えばモニタ 70 には所定のフレームレート（例えば 10 ~ 100 Hz 程度）で更新される眼底画像（第 1 撮影画像、及び第 2 撮影画像）が動画表示される他、記憶部 81 に記憶された眼底画像又は受光素子 56、251 から直接取得された眼底画像が静止画表示される。

【0043】

< 動作説明 >

次に以上のような構成を備える眼科撮影装置の動作を説明する。図 4 はモニタ 70 の表示画面の例である。図 5 (a) はガルバノスキャナ 40 の走査状態の説明図であり、横軸が副走査方向の座標 Y、縦軸が速度 V である。図 5 (b) はレゾナントスキャナ 15 の走査状態の説明図であり、横軸が主走査方向の座標 X、縦軸が速度 V である。図 5 (c) は走査部材の走査で構築される第 1 撮影画像の例であり、横軸 X が主走査方向の座標、縦軸 Y が副走査方向の座標に対応している。

【0044】

先ず第 1 撮影画像に含まれる歪を除去するため、第 1 撮影光学系 100b でドットマトリクスによる補正チャートが撮影される。なお受光素子 56 で受光された補正チャートの情報は、撮影画像の位置情報として記憶部 81 に記憶される。

【0045】

つまり走査部材が、レゾナントスキャナ 15 とガルバノスキャナ 40 の組み合わせで構成される場合、図 5 (a) のように、ガルバノスキャナ 40 は副走査方向に等速運動するのに対し、図 5 (b) のように、レゾナントスキャナ 15 は主走査線毎に正弦波状に速度変化する。一方、信号（輝度情報）は一定の時間間隔（サンプリング周波数）で取得される為、レゾナントスキャナ 15 の速度変化によって、眼底の単位面積に対して取得される信号（輝度情報）の密度が変わる。例えば、図 5 (c) において、主走査方向の位置 x1 と位置 x3 では、ミラー 15a の走査速度が比較的速くなり、眼底の単位面積に対して取得される輝度情報の密度が高くなる。一方、主走査方向の位置 x2 では、ミラー 15a の走査速度が比較的遅くなり、眼底の単位面積に対して取得される輝度情報の密度が低くなる。このように、撮影画像の周辺部と中央部で取得された輝度情報の密度が異なると、モニタ 70 に第 1 撮影画像が表示されたときに、主走査方向の周辺部と中央部とで画像の形成状態が変わり、複数の撮影画像を張り合わせたとき等に全体的な見栄えを低下させてしまうことに繋がる。

【0046】

そこで、例えば装置の駆動時に、第 1 撮影光学系 100b で受光素子 56 と略共役位置に置かれた補正チャート（ドットマトリクス）を撮影して、基準位置情報として記憶部 81 に記憶させる。制御部 80 は、受光素子 56 で眼底からの反射光（輝度情報）を、所定

10

20

30

40

50

のステップ（サンプリング周波数）で取得する。受光素子 56 で読み取られた輝度情報はフレームメモリ 81a に記憶される。次に制御部 80 は、フレームメモリ 81a に記憶された輝度情報（画像データ）と、記憶部 81 に予め記憶されている補正チャート（ドットマトリクス）を比較する。そして、対応関係にある画素の座標の差分（ズレ量）から、フレームメモリ 81a に記憶された画像データの歪を求める。そして制御部 80 は、フレームメモリ 81a の画像データをモニタ 70 に表示させるときに、抽出された歪が除去されるように、画像補正部 81b のルックアップテーブルの情報を更新する。これにより、フレームメモリ 81a の画像データが、ルックアップテーブルを介してモニタ 70 に出力されることで、レゾナントスキャナ 15 の速度変化で生じる画像の歪が除去されて、モニタ 70 に細胞レベルの眼底画像が精度良く表示される。

10

【0047】

次に、検者は固視灯（図示を略す）で眼 E を固視させた状態で、コントロール部 92 の操作で視度補正部 10 を駆動させて眼 E の視度補正をする。また第 2 撮影ユニット 200 で撮影されモニタ 70 上の所定領域に表示された第 2 撮影画像 70b を確認しながらアライメントを完了させる。

【0048】

アライメント完了後、制御部 80 は光源 76、波面補償デバイス 72、波面センサー 73 の駆動により眼 E の波面収差の検出及び補正を開始する。図 4（a）に示されるように、第 2 撮影画像 70b 上（観察画像枠内）であって、第 1 撮影画像 70a の撮影箇所に対応する位置にマーク M を形成する。これにより第 1 撮影画像 70a が第 2 撮影画像 70b 上のどの位置での拡大画像であるかが視覚的に示される。なお、ここでは初期状態として第 2 撮影ユニットの光軸（主光軸）を中心として所定画角（ここでは 1.5 度）の範囲が第 1 撮影画像 70a の撮影位置に対応されている。

20

【0049】

図 4（b）に示されるように、コントロール部 92 の操作で第 2 撮影画像 70b 上での第 1 撮影画像の撮影位置が指定されると、制御部 80 は入力信号に基づき駆動部 15b の駆動制御で、レゾナントスキャナ 15（ミラー 15a）の主走査方向の傾斜角度を変えると共に、図示を略す駆動部の駆動制御でガルバノスキャナ 40 の垂直方向の傾斜角度を変えて、第 1 撮影画像の撮影位置に対応する眼底上の位置が照明されるようにする。

30

【0050】

また制御部 80 は、波面センサー 73 で検出される光学分布（受光信号）から得られる結果に基づいて波面補償光学系 110 を動的に制御する。ここでは波面補償デバイス 72 が持つ液晶パネル（液晶層）によって、眼底からの反射光の回折像の拡がり具合が最小となるように、その液晶パネルの液晶分子が電圧制御で配列方向が変えられることで、位相分布を制御する。

【0051】

以上のような波面収差の補正の完了が制御部 80 で検知されると、制御部 80 は第 1 撮影画像の撮影を開始する。制御部 80 は波面センサー 73 の信号（受光結果）に基づき、光源 1、受光素子 56 を駆動する。光源 1 から出射された照明光は偏光ビームスプリッタ 4 で S 偏光とされ、波面補償デバイス 72 で変調される。そして走査部 15 による偏向で 2 次元的に走査され、眼底に集光される。

40

【0052】

眼底に集光された照明光の反射光は、レゾナントスキャナ 15 を介して光路を逆に辿り、波面補償デバイス 72 の変調を受け、ビームスプリッタ 71 で反射（偏向）されて第 1 撮影光学系 100b に導かれる。反射光は、偏光ビームスプリッタ 52 を介し、レンズ 53 でピンホール板 54 のピンホールに集光され、レンズ 55 を介して受光素子 56 に入射される。これにより、受光素子 56 の受光結果に基づき、図 4（b）に示されるように、制御部 80 によって、モニタ 70 上に所要画角の第 1 撮影画像 70a が表示される。

【0053】

< 撮影画像の位置補正 >

50

なお、制御部 80 は、レゾナントスキャナー 15 の発振周波数に合わせて出力されるトリガ信号（同期信号）に基づき、受光素子 56 で眼底からの反射光を読み取るタイミングを決定する。図 6（a）にフレームメモリ 81 a の説明図を示す。例えば、フレームメモリ 81 a は n 行 m 列で二次元配列された複数の入力部 d_{nm} （ $n = 1, 2, \dots, m = 1, 2, \dots$ ）を持ち、各入力部 d_{nm} には、受光素子 56 で読み取られた反射光の受光信号に基づく輝度情報が順次蓄積される。例えば制御部 80 は、レゾナントスキャナー 15 の 1 走査（走査線）ごとに出力される同期信号をトリガ信号として、所定のサンプリング周波数のクロック信号を出力させ、クロック信号のタイミングに合わせて、眼底の反射光を受光素子 56 で取得する。トリガ信号が入力されると、制御部 80 はレゾナントスキャナー 15 の一往復の走査（走査線）で読み取られた信号（輝度情報）を 1 行目の入力部 d_{1m} （ $m = 1, 2, \dots$ ）に順次割り当てる。次のトリガ信号が入力されると、制御部 80 はレゾナントスキャナー 15 の一往復の走査に連動して読み取られた信号（輝度情報）を 2 行目の入力部 d_{2m} （ $m = 1, 2, \dots$ ）に蓄積させる。このようにして走査線毎にフレームメモリ 81 に割り当てて行く。そして、フレームメモリ 81 a への信号（輝度情報）の蓄積が完了すると、制御部 80 はレゾナントスキャナー 15 の往路と復路で読み取られた信号（輝度情報）を交互に重ね合わせるために、往路の画像領域と復路の画像領域を区別する。

10

【0054】

なおミラー 15 a の振り角は、制御部 80 で直接制御されるものではない。そこで制御部 80 は、フレームメモリ 81 a の入力欄 d_{nm} を所定の位置で 2 分割して、往路の画像領域と復路の画像領域とみなす。つまり図 6（a）では、制御部 80 は、基準位置 O を介して紙面左側を往路の画像領域 D1，紙面右側が復路の画像領域 D2 とみなす。そして、走査線の異なる往路の画像領域 D1 と復路の画像領域 D2 とを重ね合わせるために、制御部 80 は、基準位置 O を軸に画像領域 D1（又は画像領域 D2）の信号（輝度情報）の並びを反転させる。そして画像領域 D1 の画素と画像領域 D2 の信号（輝度情報）を走査線毎に交互に並べて、モニタ 70 に表示される第 1 撮影画像の元となる基準画像を形成する。

20

【0055】

ところで、レゾナントスキャナー 15 のミラー 15 a の振り角は、駆動部 15 a の駆動状態の変化に依存する。その為、同期信号とミラー 15 a の振り角との間に位相差が生じてしまうと、図 6（b）に示すように、トリガ信号に基づく画像の取り込み開始位置が、走査線方向にずれてしまう。この場合、画像領域 81 a を 2 分割する位置を基準位置 O として、往路の画像と復路の画像を区別すると、実際の境界位置 O1 と基準位置 O との間にずれが生じる。

30

【0056】

同様にレゾナントスキャナー 15 の発振周波数が変化すると、図 6（c）に示されるように、水平方向の画像のサイズが変化する。例えば、発振周波数が高くなると、一走査線当たりで読み取られる画素数が少なくなり画像が走査線方向に圧縮される。つまり一画素がカバーする範囲が広くなるため縮小系となる。一方、発振周波数が低くなると、走査線毎に読み取られる画素数が多くなり、画像が走査線方向に伸びたものになる。なお、図 6（c）では画素数が減り、画像が圧縮される例を示している。この場合にも、仮の基準位置 O と、実際の往路の画像領域 D1 と復路の画像領域 D2 の境界位置 O2 との間にずれが生じる。そして、誤った基準位置 O に基づいて、画像領域 D1（又は画像領域 D2）の輝度情報の並びが反転され、基準画像が形成されると、副走査方向に隣り合う信号（輝度情報）間で歪が生じてしまい、画質が低下してしまう。

40

【0057】

なおレゾナントスキャナー 15 の往復走査で 1 画像を生成する際に生じる基準位置 O のずれは、レゾナントスキャナー 15 の発振周波数が変化するほど現れ易くなる。特に、波面補償光学系を備える眼底撮影装置では、細胞レベルの撮影画像を高速で取得することが求められており、基準位置 O のずれが生じやすくなるおそれが有る。

50

そこで、本実施形態では、往路の画像領域 D 1 と復路の画像領域 D 1 の境界に基準位置が正しく設定されるようにする。なお設定される基準位置は、基準位置情報として記憶部 8 1 に記憶される。

【0058】

図 7 に基準位置の設定のためのフローチャートを示す。まず、ステップ S 101 で、レゾナントスキャナ 15 の一走査（走査線）毎に、受光素子 56 が眼底からの反射光を読み取って、輝度情報として入力欄 dnm に蓄積する。この時、ガルバノミラー 15 は、副走査方向に走査されている。次にステップ S 102 で、制御部 80 は、フレームメモリ 81 a を 2 分割する仮の基準位置 O を設定して、仮の往路画像領域 D 1 と仮の復路画像領域 D 2 に分ける。そして、ステップ S 103 で、仮の往路画像領域 D 1 から任意の特徴部位を抽出すると共に、仮の復路画像領域 D 2 から、仮の往路画像領域 D 1 で抽出された画像領域と相関の高い画像領域を検出する。

10

【0059】

次にステップ S 104 で、制御部 80 は、仮の往路画像領域 D 1 で抽出された特徴部位の中心から仮の基準位置 O までの距離 L と、仮の復路画像領域 D 2 で抽出された特徴部位から仮の基準位置 O までの距離 r を求める。そして、次式を用いて実際の基準位置 O 1 に対する仮の基準位置 O のずれ量 d を求める。

【0060】

【数 1】

20

$$\Delta d = (\Delta L - \Delta r) / 2 \cdots \text{式 (1)}$$

例えば、仮の基準位置 O に対して実際の基準位置 O 1 が主走査方向（紙面右側）に距離 d ずれている場合、制御部 80 は、ステップ S 105 で、各入力欄 dnm の信号（輝度情報）の座標を距離 d（紙面左側）シフトさせる補正をする。このような処理によって、レゾナントスキャナ 15 の往路と復路で読み取られた信号（輝度情報）に対して基準位置 O 1 が正しく設定され、往路の画像領域 D 1 と復路の画像領域 D 2 が正しく設定される。そして上記の画像処理によって、往路の画像と復路の画像が合成されることで、基準画像が精度良く形成される。

30

【0061】

なお以上のように基準画像が形成されたら、制御部 80 は基準画像を構成する信号（輝度情報）を順次読み出してモニタ 70 に表示させる。この時、本実施形態では、フレームメモリ 81 a の基準画像の情報は、一旦画像補正部 81 b で変換される。これにより、画像補正部 81 b の情報が順次出力されることで、基準画像に含まれる画素の歪が更に補正される。そして、ステップ S 106 で、モニタ 70 に第 1 眼底画像が好適に表示されるようになる。

【0062】

第 2 撮影画像 70 b における異なる領域（撮影箇所）を観察したい場合は、図 4（c）に示されるように、コントロール部 92 の操作で、第 2 撮影画像 70 b 上に表示されたマーク M を適宜移動させる。なおカーソルをモニタ 70 に表示させ、カーソルにてマーク M が適宜移動される構成としてもよい。また第 2 撮影画像 70 b において、第 1 撮影画像 70 a の撮影が完了した領域（マーク M が表示されていた範囲）の表示状態を変えることで、第 2 撮影画像 70 b 上で第 1 撮影画像 70 a の撮影の完了を視覚的に分かり易く示しても良い。以上のようにして、異なる第 1 撮影画像の撮影位置が指定されると、制御部 80 は新しく指定された第 1 撮影画像の撮影位置に対応するガルバノスキャナ 40 の条件を求め、ガルバノスキャナ 40 の駆動制御をする。

40

【0063】

< 画像補正 >

また本実施形態のように、レゾナントミラー 15 の主走査と、ガルバノスキャナ 40 で

50

副走査とが組合せられる場合、ガルバノスキャナー 40 は副走査方向に等速直線運動で移動されることが動作の安定性上で好ましい。しかしガルバノスキャナー 40 が等速で移動されると、主走査方向の各走査線の両端（左右位置）で形成される画素に歪が生じる場合がある。図 8 に眼底の撮影領域とガルバノスキャナー 40 の副走査による走査線との関係の説明図を示す。なおここでは説明の便宜上、レゾナントスキャナー 15 の主走査による走査線の記載は省略する。図 8 (a) は、眼底の撮影領域に対するガルバノスキャナー 40 の走査軌跡の説明図であり、撮影領域 R、ガルバノスキャナー 40 の各走査線 L_n ($n = 1, 2, \dots, m$)、ガルバノスキャナー 40 の走査線に連動して受光素子 56 で画素が取得されるサンプリングポイント P_n ($n = 1, 2, 3, \dots, m$) である。図 8 (b) はモニタ 70 上の第 1 撮影画像の表示領域であり、各サンプリングポイント P_n ($n = 1, 2, 3, \dots, m$) で読み取られた画素の表示領域 r が走査線 L_n ($n = 1, 2, \dots, m$) 毎に用意されている。

10

20

30

40

50

【0064】

例えば、図 8 (a) に示されるように、ガルバノスキャナー 40 の走査線 L_1 と、走査線 L_2 を見たときに、副走査方向に隣り合うサンプリングポイント P_1 と P_6 で読み取られる信号（輝度情報）は離散的になり、副走査方向に隣り合うサンプリングポイント P_6 と P_7 で読み取られる信号（輝度情報）は重複してしまう。この場合、モニタ 70 に加算平均画像を表示させる場合には、眼底画像の画質がさらに低下するおそれがある。また眼底の輝度値の分布状態と、モニタ 70 の第 1 撮影画像の輝度値の分布状態との間に差があると、トラッキングを行う際に誤動作の原因にもなり得る。一方で、これを避けるために、走査線の端部で読み取られた信号（輝度情報）を捨てて、誤差が少ない走査線の中央部の輝度情報のみで第 1 撮影画像を形成することも考えられるが、一度の撮影で表示される第 1 撮影画像の画角が小さくなり、撮影回数と撮影時間が増加し、患者の負担となることが懸念される。また、このような走査線の端部でのし輝度情報のばらつきは、第 1 撮影画像を出来るだけ早く形成するために、ガルバノスキャナー 40 の速度を上げた場合に顕著になるおそれがある。

【0065】

そこで、本実施形態では、図 8 (c) に示されるように、副走査方向に隣り合うサンプリングポイント P_n で読み取られた信号（輝度情報）を平均化して第 1 撮影画像 70 a を構成する新たな信号（輝度情報）を生成する。例えば、図 8 (c) において、制御部 80 は、サンプリングポイント P_1 と P_6 で読み取られた信号（輝度情報）の平均値を求めて、図 8 (d) に示されるように、モニタ 70 の所要の表示領域 r に表示させる。このようにすると、ガルバノスキャナー 40 の等速直線運動による左右位置での画素の偏りの影響が抑えられる。また、画素の輝度の平均化によって、副走査方向に隣り合う位置で取得された輝度情報に差（ズレ）が生じていた場合に、そのズレ量が平均化の処理により低減される。これにより、モニタに第 1 撮影画像 70 a が精度良く表示されるようになる。

【0066】

なお、以上のような輝度情報の平均化処理は、少なくとも誤差が含まれる可能性のある第 1 撮影画像 70 a の左右位置の所定領域に含まれる輝度情報を対象として行われても良い。画像処理が必要な領域に対してのみ行われることで、より効率よく画像が形成される。また上記では副走査方向に隣り合う信号（輝度情報）の平均値を求めているが、これ以外にも、隣り合う信号（輝度情報）に基づいて新しい輝度値を持つ信号が生成されれば良い。例えば、加算処理等の演算によって新しい輝度値を持つ信号（輝度情報）が生成されても良い。

【0067】

< 画像の歪補正 >

また上記では、装置の駆動時に画像処理で第 1 撮影画像の歪補正をする例を説明した。これ以外にも、レゾナントスキャナー 15 の検知信号を用いて、第 1 撮影画像の歪を補正することができる。つまり上述の画像処理による歪補正では、補正チャートの情報を基準位置情報として予め取得する必要がある。その為、撮影の途中でレゾナントスキャナー 15

の振り角に変化が生じ、第 1 撮影画像に再度歪が生じた場合には、補正チャートの取り直しが必要となる。そこで、輝度情報と共にレゾナントスキャナ 15 の走査角度の情報（走査位置信号）を取得する。そして走査位置信号から、サンプリングポイント p_n ($n = 1, 2, \dots, m$) 毎に走査角度の変化量を求め、サンプリングポイント p_n 毎の走査角度の変化量が一定値となるように、取得された輝度情報の走査角度の情報を補正する。このようにすると、撮影の途中でレゾナントスキャナ 15 の振り角に変化が生じたとしても、変化量の影響による画像の歪が抑えられて、モニタ 70 に第 1 撮影画像を継続して精度良く表示できる。

【0068】

以下、第 2 変用例の眼科撮影装置を説明する。図 9 は、レゾナントミラー 15 の走査軌跡とサンプリングポイント p_n との関係の説明図である。ここで、サンプリングポイント p_n 、走査角度の変化量を求める際の基準となる直線状の走査軌跡（基準ライン） $line$ 、走査位置信号に基づき取得されたレゾナントスキャナ 15 の正弦波状の走査軌跡（測定ライン） rez とする。

【0069】

本実施形態では、上述の眼科撮影装置の駆動部 15 b に、ミラー 15 a の振り角を検知するための図示を略す検知部を取り付ける。検知部は、駆動部 15 b の電圧信号から、サンプリングポイント p_n ($n = 1, 2, \dots, m$) 毎にレゾナントスキャナ 15 の走査位置信号を取得する。そして走査位置信号は輝度情報に関連付けられてメモリ 81 に記憶される。なお、基準ライン $line$ は、第 1 撮影画像の画角と走査速度によって走査角度 [deg] を決定し、サンプリングポイント p_n 毎の走査角度の変化量を一定 (a_0) とすることで得られる直線波形の情報であり、予めメモリ 81 に記憶される。なお基準ライン $line$ のように、サンプリングポイント p_n 毎に、走査角度が等間隔で変化すると、眼底の反射光による輝度情報が一定の間隔で取得されるようになる。そこで、第 2 変用例では、メモリ 81 に記憶された基準レベル $line$ と測定ライン rez を比較し、レゾナントスキャナ 15 a の走査角度の変化量を求める。第 1 撮影画像を形成する輝度情報の位置を、走査角度の変化量に基づき補正することで、レゾナントスキャナ 15 の速度変化に伴い生じる第 1 撮影画像の歪を取り除くことができる。

【0070】

以上の構成を備える第 2 変用例の眼科撮影装置を説明する。図 10 は図 9 の拡大図である。まず、制御部 80 は、走査部材の駆動制御で眼底に対して照明光を二次元的に走査させ、眼底からの反射光をサンプリングポイント p_n に合わせて受光素子 56 で受光して光電変換する。また制御部 80 は検知の結果から、サンプリングポイント p_n 毎にレゾナントスキャナ 15 の走査位置信号を取得する。この時、レゾナントスキャナ 15 の走査軌跡（測定ライン rez ）は正弦波状に変化する。その為、図 10 に示されるように、サンプリングポイント毎に、走査角度 [deg] の変化量 a_1, a_2, \dots が変わる。この例では、基準ライン $line$ に対して、 $a_1/a_0, a_2/a_0, \dots$ のように走査角度 [deg] の変化量に差が生じる。この場合、第 1 撮影画像を生成するために、輝度情報を画素としてモニタ 70 上に等間隔で配置する画像処理をすると、第 1 撮影画像の中央部と周辺部とで画像の歪みが生じてしまう。つまり、レゾナントスキャナ 15 の走査角度が基準である 0 [deg] から離れるにつれて、走査角度の移動量が小さくなり、眼底から輝度情報を取得する間隔が狭くなる。このように取得された輝度情報をモニタ 70 に等間隔で並べる処理をすると、第 1 撮影画像の中央部に対して周辺部が伸びたような画像が表示されてしまう。

【0071】

そこで、本実施形態では、サンプリングポイント p_n ($n = 1, 2, \dots, m$) 毎に、基準レベル $line$ の角度変化量の基準値 a_0 に対する測定ライン rez の角度変化量の比率を求める。そして角度変化量の比率が一定となるように、第 1 撮影画像を形成する信号を求める画像処理をする。つまり図 10 のサンプリングポイント p_1 で取得された輝度情報に対しては、 a_1/a_0 だけ角度 [deg] の補正を行い、サンプリングポイント p_2 で

取得された輝度情報に対しては、 a_2/a_0 だけ角度[deg]を補正する。このようにすると、特に第1撮影画像の周辺部に生じる歪が抑えられる。なお上記の補正では、基準レベルlineと測定ラインrezの周波数は等しく、基準レベルlineと測定ラインlineの走査角度0[deg]は一致されているとする。

【0072】

図11に、信号(画素)の補正量の説明図を示す。例えば走査の経過時間が $37.5\mu s$ の時、モニタ70上で本来 $5.0\mu m$ の位置に置かれる信号(画素)は、約 $4.8\mu m$ の位置に置かれる。走査の経過時間が $45.0\mu s$ の時、本来 $8.0\mu m$ の位置に置かれる信号(画素)は約 $6.4\mu m$ の位置に置かれる。このように信号(輝度情報)の表示位置の補正によって画像の歪が抑えられる。

【0073】

図12に、本実施形態の画像処理による歪補正前と歪補正後の画像の比較例を示す。図12(a)の歪補正前では第1撮影画像の左右端部に画像の乱れが生じている。一方、図12(b)の歪補正後では、第1撮影画像の左右端部の乱れが抑えられていることが分かる。

【0074】

なお上記では走査部材(レゾナントスキャナ)の振り角の変化量を求め、取得された輝度情報(画素)の位置補正(角度補正)をしている。これ以外にも、レゾナントスキャナの走査位置信号の検出結果に基づき、サンプリング(サンプリングクロック)の周波数を変化させて、受光素子56で輝度情報を取り込むタイミングを調節することで、画像の歪を抑えることができる。なおサンプリング周波数の変調にはFM変調など、周知の周波数変調方式が用いられる。例えば、図13に示すように、検出部でレゾナントスキャナ15aの1周期分(T_1)の波形変化を検出して、次の1周期(T_2)で、周期 T_1 で取得された波形変化に基づき、サンプリング周波数を周波数変調させて、輝度情報を取得するタイミングを調節する。具体的には、走査角度の基準である0度から、走査角度が大きくなる(離れる)につれて、受光素子56で輝度情報を取得するタイミング(サンプリングポイントの間隔)を遅くする。つまり周波数を低くする処理をする。このような処理により、レゾナントスキャナ15の速度変化によらず、眼底の輝度情報が一定間隔で取得されるようになる。その為、上述のような画像処理による補正をする事無く、効率よく歪が抑制された第1撮影画像をモニタ70に表示される。

【0075】

なお上記では眼科撮影装置として、眼の収差を除去する波面補償部を持ち眼底を撮影する眼底撮影装置を例に挙げて説明した。これ以外にも共振スキャナを持つ走査部材の走査で被検眼を照明し、眼からの反射光を受光素子で受光して眼の観察又は撮影を行う眼科装置に、本発明に掛かる構成が適用可能である。例えば、被検眼の角膜からの反射光を受光して、角膜内皮細胞等の観察又は撮影を行う眼科撮影装置等に適用される。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図1】眼科撮影装置の外観図である。

【図2】眼科撮影装置の光学系の説明図である。

【図3】眼科撮影装置の制御ブロック図である。

【図4】モニタの表示画面の例である。

【図5】走査部材の走査状態の説明図である。

【図6】フレームメモリの説明図である。

【図7】基準位置設定のフローチャートである。

【図8】眼底撮影領域とガルバノスキャナの副走査との関係の説明図である。

【図9】第2変用例の歪補正の原理の説明図である。

【図10】図9の歪補正の原理の説明図の拡大図である。

【図11】第2変用例の歪補正の具体例である。

【図12】第2変用例の歪補正前後の撮影画像の例である。

【図13】第3変用例の説明図である。

10

20

30

40

50

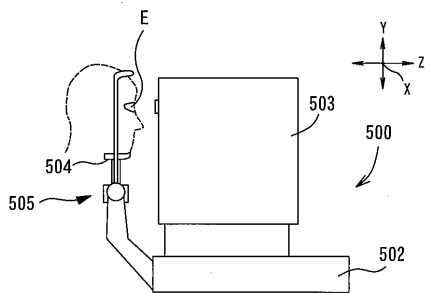
【符号の説明】

【 0 0 7 7 】

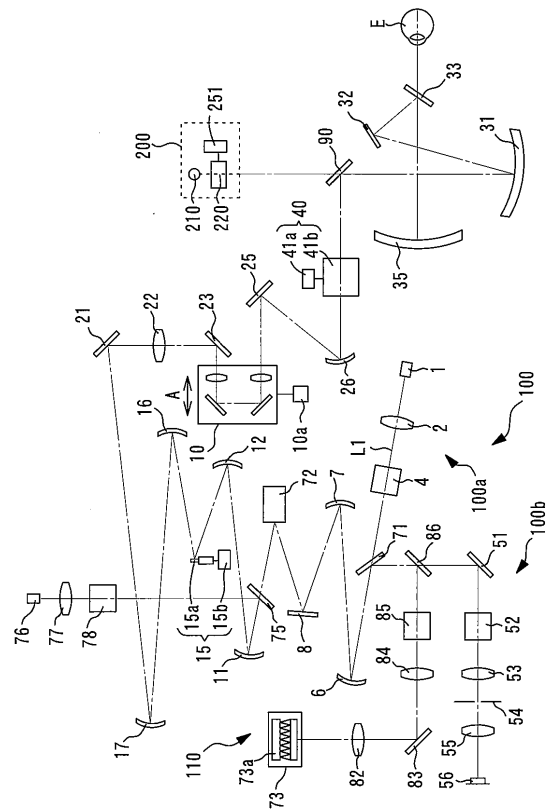
- 1 光源
- 1 0 視度補正部
- 5 6 受光素子
- 7 0 モニタ
- 8 0 制御部
- 8 1 記憶部
- 9 2 コントロール部
- 1 0 0 第 1 撮影ユニット
- 1 0 0 a 第 1 照明光学系
- 1 0 0 b 第 1 撮影光学系
- 1 1 0 波面補償部
- 2 0 0 第 2 撮影ユニット
- 5 0 0 眼科撮影装置

10

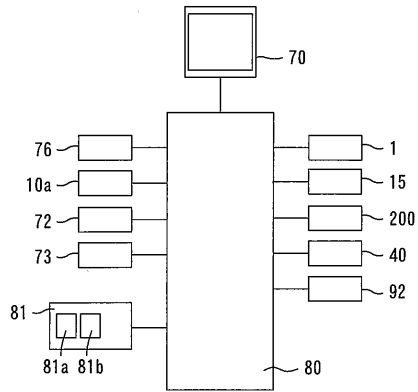
【 図 1 】



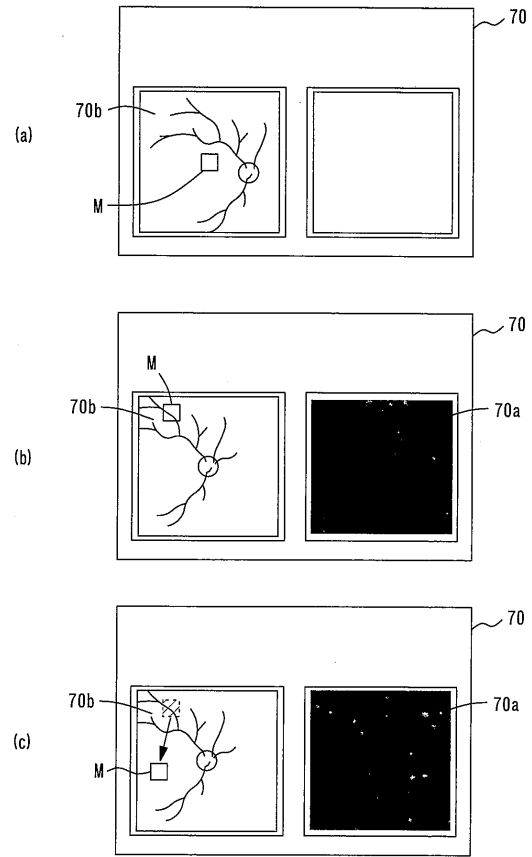
【 図 2 】



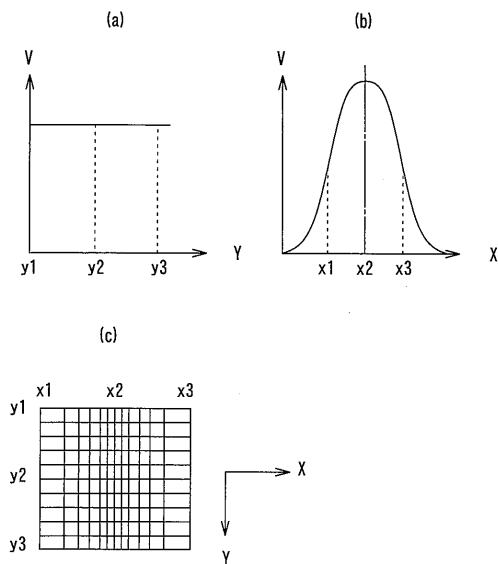
【図 3】



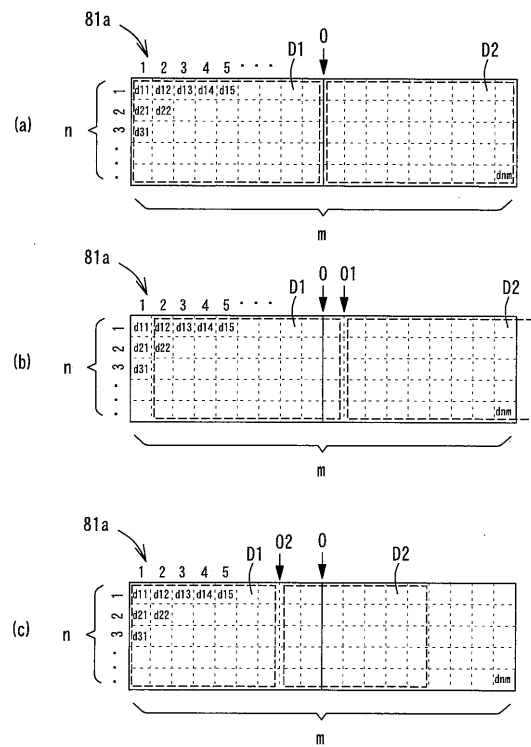
【図 4】



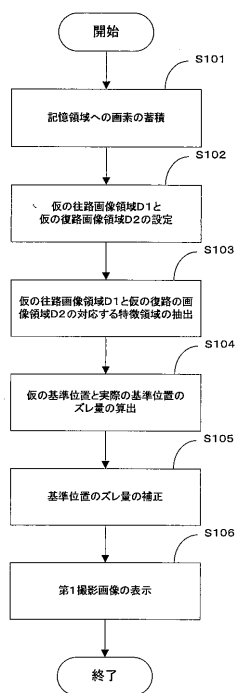
【図 5】



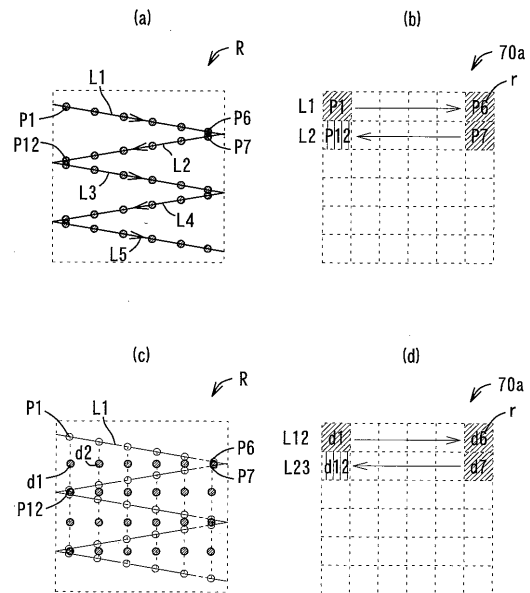
【図 6】



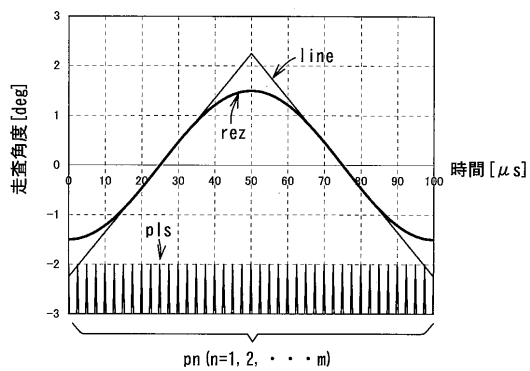
【図 7】



【図 8】



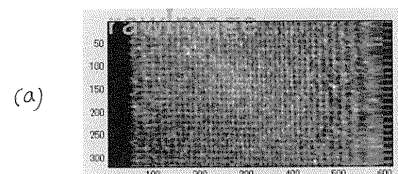
【図 9】



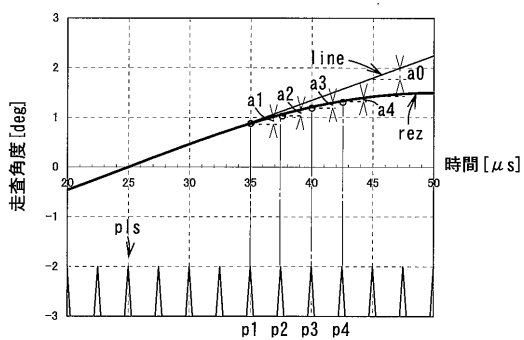
【図 11】

時間[μs]	基準波形		測定波形		比率		中心0[deg]からの距離	
	a0[deg]	an[deg]	a0[deg]	an[deg]	an/a0		補正前	補正後
37.5	1.1	0.2	0.8	5.0	4.8			
40.0	1.2	0.2	0.7	6.0	5.5			
25.4	1.3	0.1	0.5	7.0	6.0			
45.0	1.4	0.1	0.4	8.0	6.4			

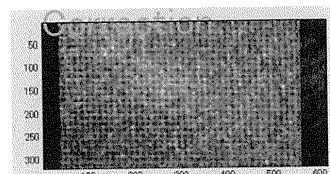
【図 12】



【図 10】



(b)



【図 13】

