

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3878164号
(P3878164)

(45) 発行日 平成19年2月7日(2007.2.7)

(24) 登録日 平成18年11月10日(2006.11.10)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 H
A 6 1 B 3/117 (2006.01)	A 6 1 B 3/10 G
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 F

請求項の数 4 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-370873 (P2003-370873)</p> <p>(22) 出願日 平成15年10月30日(2003.10.30)</p> <p>(65) 公開番号 特開2004-329872 (P2004-329872A)</p> <p>(43) 公開日 平成16年11月25日(2004.11.25)</p> <p>審査請求日 平成16年7月22日(2004.7.22)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2003-111322 (P2003-111322)</p> <p>(32) 優先日 平成15年4月16日(2003.4.16)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 502393682 柏木 賢治 山梨県甲府市城東五丁目10-14</p> <p>(73) 特許権者 391045624 株式会社タカギセイコー 長野県中野市大字岩船330番地2</p> <p>(74) 代理人 100077621 弁理士 綿貫 隆夫</p> <p>(74) 代理人 100092819 弁理士 堀米 和春</p> <p>(72) 発明者 柏木 賢治 山梨県甲府市城東5丁目10-14</p> <p>(72) 発明者 阿部 隆士 長野県中野市大字岩船 330番地2 株 株式会社タカギセイコー内</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	--

(54) 【発明の名称】 眼科用検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検眼の前眼部の前房深度を検知して被検眼の眼科疾患を検査するための眼科用検査装置であって、

被検眼の前眼部に向け、被検眼の視軸に対し投射角度が固定された斜め方向からスリット光を投射すべく設けられたスリット光投射光学系と、

該スリット光投射光学系によって投射された投射光によって得られる前眼部の画像を撮影する撮影光学系と、

前記スリット光投射光学系を、該スリット光投射光学系から投射されるスリット光が前記投射角度を保持したまま、瞳孔領から虹彩の周辺部にまで走査されるように移動させるとともに、スリット光投射光学系と同期させて、前記撮影光学系を、被検眼に正対する位置から虹彩の周辺部まで、前記スリット光投射光学系とともに、走査するように平行に移動させる移動機構と、

該移動機構により瞳孔領から虹彩の周辺部にわたりスリット光を走査して前記撮影光学系により前眼部の画像を撮影する際に、所定の移動間隔ごとに前眼部の画像を取り込んで記憶する画像記憶手段、および該画像記憶手段によって記録された画像を画像解析して前房深度を定量的な測定データとして得る解析手段、および該解析手段によって解析した結果を表示する表示手段とを有するコンピュータ部とを備えていることを特徴とする眼科用検査装置。

【請求項2】

10

20

前記スリット光投射光学系は、被検眼が右眼か左眼に応じて、スリット光の投射位置が被検者に向かって左側位置と右側位置に設定可能に設けられていることを特徴とする請求項 1 記載の眼科用検査装置。

【請求項 3】

前記撮影光学系は、被検眼の前眼部の断面画像を拡大して視認する顕微鏡と、前記断面画像を撮影する CCD カメラとを備えることを特徴とする請求項 1 記載の眼科用検査装置。

【請求項 4】

被検眼と検査装置の光学系とを位置合わせするための固視灯、およびジョイスティックの操作によって光学系の左右位置および高さ位置等を微調整する微動位置合わせ機構を備えていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項記載の眼科用検査装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は緑内障等の眼科疾患の検査に使用する眼科用検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

緑内障は、主に眼圧の上昇が原因として視神経が冒され、視野異常や視力低下を来す疾患であり、眼科での失明原因の上位にある疾患である。疫学的な調査によると、日本における緑内障の推定患者数は300万人から400万人といわれている。しかしながら、緑内障は発症してはじめて眼科医の診断、治療を受けるといった例がほとんどで、眼科治療の際にたまたま、緑内障の可能性のある患者を発見することはあっても、検診等によって緑内障を発症する危険性のある人を事前に検査するといったことは行われていないのが現状である。

20

【0003】

図 1 に眼の断面構造を示す。10 が眼球の前面にある透明な膜である角膜、12 が水晶体の前方に位置し、入力する光の量を調整することを主な働きとする虹彩、14 が水晶体、16 がゼリー状の透明な組織からなる硝子体である。水晶体 14 はチン小帯を介して毛様体 17 に吊されるようにして支持されている。

角膜 10 と水晶体 14、虹彩 12 によって囲まれる領域を前房 18 といい、虹彩と硝子体で囲まれた部分を後房という。前房 18 と後房 20 は透明な房水によって満たされている。房水は酸素や栄養分を眼内の各組織に運び、眼内各組織の老廃物を眼外に運ぶ作用をなすものであり、毛様体 17 で作りだされ、後房 20 から前房 18 に向けて循環した後、角膜 10 と虹彩 12 によって挟まれた角の部分（図の A 部分：隅角という）から静脈中に排出される。

30

【0004】

眼圧は眼球内の圧力を示し、房水の産生、排出のバランスによって決定される。すなわち、房水の排出能力が低下するか、産生能力が亢進すると眼圧は上昇し、逆に排出能力が亢進するか、産生能力が低下すると眼圧は低下する。緑内障は、ほとんどの場合、房水の量が増えることによって眼圧が上昇したことによるのではなく、房水が眼外に排出される量が減り、それによって眼圧が上昇することにより発症する。房水の産生量は眼外に排出される量に関わらず毛様体でほぼ一定であるため、隅角から排出される房水の量が抑えられると眼圧が高くなる。

40

【0005】

このように眼外に房水が排出される量が減少し眼圧が上昇する原因としては、房水が排出される隅角に形成されている網目状の組織、線維柱帯、における房水の透過性が低下し、房水が排出されにくくなる場合（開放隅角緑内障）と、隅角部そのものが本来狭く、何らかの理由で前房 18 と後房 20 の圧格差が生じた際に、虹彩 12 が背面側から角膜 10 の側に押され、虹彩 12 の根部が隅角部を閉塞するために房水が排出されなくなる場合（閉塞隅角緑内障）とがある。

50

【 0 0 0 6 】

開放隅角緑内障は眼圧上昇がゆるやかで症状がゆっくり進行するのに対して、閉塞隅角緑内障は房水の出口が塞がれることによって急激に眼圧が上がり、症状が急速に進んで、数日のうちに失明する場合もあるといった差異がある。開放隅角緑内障と発作前の閉塞隅角緑内障はともに自覚症状がないことと、とくに閉塞隅角緑内障は発症すると症状が急激に進む性質があることから、発症の危険性があるか否かをあらかじめ診断することはきわめて重要である。

この開放隅角緑内障と閉塞隅角緑内障のうち、開放隅角緑内障は隅角部分の形状は健常者と非常に類似しているため隅角所見から診断することは難しいが、閉塞隅角緑内障については隅角や前房の深さを調べ、その間隔が狭くなっている場合には、閉塞隅角緑内障が

10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、眼科診療において閉塞隅角緑内障を診断することは必ずしも容易ではない。閉塞隅角緑内障か否かを診断する場合は、角膜と虹彩との間隔、とくに隅角部分の間隔を調べることになるのであるが、角膜と虹彩との間隔は個人で異なるし、年齢によっても変わるから、単純にその間隔が狭いか広いかだけで発症する危険性があるか否かを判断することは専門医にとっても難しい。また、角膜と虹彩との間隔を調べるには、角膜に

20

【 0 0 0 8 】

また、検査用のレンズを使用して検査する方法は、角膜にじかに検査用のレンズを当てるようにするから、レンズによって角膜が傷ついたり、レンズから菌が感染したりするという問題があり、患者に負担を強いる検査方法であるという問題がある。そのため、検査用のレンズを使用して検査する方法は、実際には、眼科治療の際に、緑内障のおそれがあるといった場合に眼科医が行っている程度である。

なお、検査用のレンズを使用せずに、スリット光（スリットランプ）を使用して角膜と虹彩との間隔を検査する方法もあるが、この方法は角膜と虹彩との間隔を単に視認してその間隔の広狭を定性的に評価するだけであり、検査用のレンズを使用して診断する方法にくらべるとはるかに精度が落ちるとい問題と、虹彩の基部（隅角）についてはその間隔を明確に見ることが難しく、的確な診断が難しいという問題がある。

30

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明はこれらの課題を解決すべくなされたものであり、その目的とするところは、検査用のレンズを使用するといった専門家でなければならぬ操作によらずに閉塞隅角緑内障あるいは前房部分における眼科疾患についての検査が可能で、これによって被検者に負担を強いることなく検査することができ、専門家でなくても使用することができ、検診レベルで緑内障等の眼科疾患の検査に使用することができる眼科用検査装置を提供するにある。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するため、本発明は次の構成を備える。

すなわち、被検眼の前眼部の前房深度を検知して被検眼の眼科疾患を検査するための眼科用検査装置であって、被検眼の前眼部に向け、被検眼の視軸に対し投射角度が固定された斜め方向からスリット光を投射すべく設けられたスリット光投射光学系と、該スリット光投射光学系によって投射された投射光によって得られる前眼部の画像を撮影する撮影光学系と、前記スリット光投射光学系を、該スリット光投射光学系から投射されるスリット光が前記投射角度を保持したまま、瞳孔領から虹彩の周辺部にまで走査されるように移動させるとともに、スリット光投射光学系と同期させて、前記撮影光学系を、被検眼に正対

50

する位置から虹彩の周辺部まで、前記スリット光投射光学系とともに、走査するように平行に移動させる移動機構と、該移動機構により瞳孔縁から虹彩の周辺部にわたりスリット光を走査して前記撮影光学系により前眼部の画像を撮影する際に、所定の移動間隔ごとに前眼部の画像を取り込んで記憶する画像記憶手段、および該画像記憶手段によって記録された画像を画像解析して前房深度を定量的な測定データとして得る解析手段、および該解析手段によって解析した結果を表示する表示手段とを有するコンピュータ部とを備えていることを特徴とする。

【0011】

また、前記スリット光投射光学系は、被検眼が右眼か左眼に応じて、スリット光の投射位置が被検者に向かって左側位置と右側位置に設定可能に設けられていることが有効である。

10

【0012】

また、前記撮影光学系は、被検眼の前眼部の断面画像を拡大して視認する顕微鏡と、前記断面画像を撮影するCCDカメラとを備えることを特徴とする。

【0013】

また、被検眼と検査装置の光学系とを位置合わせするための固視灯、およびジョイスティックの操作によって光学系の左右位置および高さ位置等を微調整する微動位置合わせ機構を備えていることによりの確な検査が可能となる。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る眼科用検査装置は、被検眼の前眼部の断面形状を定量的な測定データとして検知することができ、これによって被検者の眼科疾患、たとえば閉塞隅角緑内障の発症の可能性等についての確な検査を行うことが可能となる。また、測定に際して検査用のレンズを使用するといった必要がないことから、専門医でなくても取り扱うことができ、検診レベルでの検査によって信頼性の高い診断を行うことができ、眼科疾患を事前に検知する装置として好適に使用することができる等の著効を奏する。

20

【発明の概要】

【0015】

本発明に係る眼科用検査装置を用いた検査方法は、被検者の眼にスリット光を投射し、被検眼の角膜および虹彩の断面画像を撮影することによって前眼部の断面形状を、検査用のレンズ等を使用することなく離隔的に測定し、その測定結果に基づいて症状を診断するものである。

30

前述したように閉塞隅角緑内障は、前房部分での角膜と虹彩との間隔（前房深度）を観察し、その間隔がどのようになっているかを測定することで、発症の可能性があるか否かを診断することが可能である。

【0016】

図1で間隔Dが前房深度を示す。前房深度Dは角膜10の中央部側が広く、虹彩12の周辺部に近づくにしたがって狭くなっていく。したがって、被検眼についてこの前房深度Dの形状を測定することができれば、その測定結果に基づいて、客観的に症状を把握することができる。

40

図2は、瞳孔の中心から虹彩の周辺への距離を横軸とし、前房深度Dを縦軸として前房深度Dを定性的にあらわすグラフである。図のように、瞳孔の中心側では角膜10と虹彩12とは広く開いているのに対して、虹彩12の周辺に近づくにつれて前房深度は狭くなっていく。すなわち、前房深度のグラフは右下がり状のグラフとなる。

【0017】

この前房深度Dの計測値は、被検者によって瞳孔から虹彩の周辺までの長さが異なるし、前房深度の深さも被検者によって比較的深い（広い）場合と浅い（狭い）場合があるといったように個人差がある。本発明に係る検査方法は、前房深度についての健常者や発症者のデータを集積しておき、これらのデータと測定値とを統計的に比較することによって、たとえば閉塞隅角緑内障のおそれがあるか否かを診断するものである。これらのデータ

50

を比較して健常者と発症のおそれがある人とを判断することは比較的容易であり、検診レベルで容易に診断することが可能となる。

本発明に係る検査方法は、定量的なデータとして前房深度を測定できることから、データをコンピュータ処理する等によって、目視等による検査方法にくらべてはるかに客観的な診断が可能である。これによって、専門医でなくても、診断することが可能であり、検診レベルの診断方法として有効に利用することが可能になる。

【0018】

この検査方法によって閉塞隅角緑内障のおそれがあると診断された場合には、専門医の診断を受けることでさらに正確な判断を得ることができ、的確な処置をとることが可能となる。閉塞隅角緑内障を発症するおそれがある場合は、たとえば虹彩の周辺部にレーザーを用いて貫通孔をあける処置（レーザー虹彩切開術）を施すことによって緑内障の発症を事前に回避することができる。このレーザー虹彩切開術は前房18と後房20とを連通する連通孔を虹彩12にあけることによって、前房18と後房20の房水の圧力を均等化する処置であり、これによってほぼ完全に閉塞隅角緑内障の発症を防止することができる。このような処置を施しておけば、その後、閉塞隅角緑内障を発症することを未然に防止することが可能である。

10

【0019】

このように、本発明方法によって、たとえば閉塞隅角緑内障の症状を検知することができれば、閉塞隅角緑内障の発症を未然に防ぐことができ、眼科疾患の予防としてきわめて有効となる。

20

前述したように、緑内障患者は日本だけでも300万人から400万人程度の潜在患者がいるものと推定されている。これらの潜在患者に対して検診レベルで緑内障を未然に検知することができれば眼科疾患の予防としてきわめて有効である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、本発明に係る眼科用検査装置およびこの検査装置を用いた検査方法の具体例について図面とともに詳細に説明する。

図3は本発明に係る眼科用検査装置の一実施形態の構成を示す説明図である。本実施形態の眼科用検査装置は、被検者の眼にスリット光を投射し、スリット光を瞳孔の中心側から虹彩の周辺部に向けて移動させながら、所定間隔ごとに角膜と虹彩の断面画像を撮影し、その撮影画像を画像解析することによって角膜と虹彩との間隔を測定できるように構成したものである。

30

【0021】

図3において、30は支持テーブルであり、32は支持テーブル30の被検者に対向する側縁部に取り付けられた顎台である。被検者はこの顎台32の顎受け部32aに顎をのせて検査を受ける。

34は被検者の眼にスリット光を投射するスリット光投射光学系としての細隙灯である。細隙灯34は頂部に光源が内蔵され、ミラー34aにより被検眼に向けてスリット光が投射されるように構成されている。スリット光はスリット幅およびスリット長が調節可能となっている。

40

【0022】

本実施形態の眼科用検査装置では、スリット光投射光学系は被検眼に対して斜め方向からスリット光が投射されるように設定されている。図1に、スリット光が被検眼に対し斜めに投射される様子を示す。被検眼に対して斜め方向からスリット光を投射するとは、被検者が正面に眼を向けた正視方向（視軸）に対して所定の角度傾斜した方向からスリット光を投射するという意味である。細隙灯は被検眼に対してスリット光を投射しながら瞳孔の中心側から虹彩の周辺部に向けて移動するように操作されるが、このときスリット光は視軸に対して所定角度傾斜させたまま移動させる。

【0023】

本実施形態の眼科用検査装置では、被検眼の正視方向から右あるいは左方向に60°傾

50

斜した位置からスリット光を被検眼に向けて投射するように設定している。被検眼に対して斜め方向からスリット光を投射するようにしているのは、被検者がまぶしく感じずに前房深度を測定できるようにするためである。

また、スリット光を被検者に対して右方向あるいは左方向から投射できるようにしているのは、被検眼が右眼か左眼かによってスリット光の投射方向を左方向と右方向に変える必要があるからである。これは被検眼に対してスリット光を斜め方向から投射しているため、鼻によってスリット光が遮られたりしないよう、瞳孔の中心側から目尻側にスリット光を移動させるようにしているからである。なお、スリット光の入射角度によっては、スリット光の移動方向を瞳孔の中心側から目頭側とすることも可能である。

本実施形態では、スリット光を被検眼に対して投射する角度を60°に設定しているが、スリット光の被検眼の視軸に対して投射する角度は適宜設定することが可能である。ただし、スリット光の投射角度を変更した場合は、前房深度をデータ解析する際に、投射角度が変わっていることを考慮して解析する必要がある。

【0024】

図3において、顕微鏡36およびCCDカメラ40が被検眼の前眼部の断面画像を撮影する撮影光学系を構成する。

顕微鏡36は被検眼の断面画像を拡大画像として視認するためのものであり、被検眼に正対する配置として支持アーム38の上部に固定されている。CCDカメラ40は顕微鏡36の後方に配置されている。CCDカメラ40は顕微鏡36による前眼部の角膜と虹彩の断面画像を撮影するためのものである。なお、角膜と虹彩との間隔は広いところでは5mm程度もあるから、角膜と虹彩との断面画像をフォーカスして撮影できるようにCCDカメラ40は十分な焦点深度となるようにしなければならない。本実施形態では、シャインブルークの原理に基づいて、顕微鏡36の光軸に対しCCDカメラ40の撮像光軸を所定角度傾ける(あおる)配置として、角膜と虹彩の断面画像が同時にフォーカスした状態で撮影できるように配置している。

【0025】

CCDカメラ40をその光軸位置が顕微鏡36の光軸に対して所定角度傾けて配置されるようにするため、本実施形態では、細隙灯34と撮影光学系とをリンクアーム42によって連結し、細隙灯34を右位置あるいは左位置にセットした際に、顕微鏡36の光軸に対してCCDカメラ40の光軸が細隙灯34の位置とリンクして所定角度傾いてセットされるようにしている。実際には、細隙灯34の位置が被検者に向かって右側にあるときにはCCDカメラ40の光軸は反時計方向に傾くようにされ、細隙灯34が向かって左側にあるときはCCDカメラ40の光軸は時計方向に傾くようにリンク結合されている。

【0026】

44は被検眼と光学系とを位置合わせする微動位置合わせ機構を構成する架台、46は位置合わせ操作を行うジョイスティック、48は支持ベースである。50は支持ベース48の上部に取り付けられているスライドガイドである。

前記支持アーム38はスライドガイド50を介して基端部が支持ベース48に支持され、細隙灯34も基端部側でスライドガイド50を介して支持ベース48に支持されている。細隙灯34は左右位置に位置を移動することができるよう軸支され、ストッパにより細隙灯34の左右の回動位置が規制されることにより、スリット光の被検眼に対する投射角度が設定されるようになっている。

【0027】

スライドガイド50は細隙灯34および撮影光学系を、被検者に向かって左右方向、いかえれば被検眼の視軸に直交する方向(図1の撮影系とスリット光の移動方向)に移動させるようにガイドする作用をなすためのものである。本実施形態では、移動用の駆動モータ(図示せず)によりボールねじを回転駆動させることによって、スライドガイド50に支持された細隙灯34と撮影光学系の全体をスライドガイド50に沿って移動させるようにしている。なお、1回の測定の際に細隙灯34と撮影光学系を移動させる距離は8mm程度である。スライドガイドおよび細隙灯34および撮影光学系を移動させる駆動モ-

10

20

30

40

50

タ等が光学系の移動機構を構成している。

【0028】

微動位置合わせ機構は、測定開始時に、被検者の眼にスリット光投射光学系と撮影光学系とを位置合わせするためのものである。ジョイスティック46を傾動させることによって被検眼に対する前後左右位置を調節することができ、ジョイスティック46を回転することによって高さ位置を調節することができる。この微動位置合わせ機構によって被検者の眼に光学系を位置合わせした後に、スリット光投射光学系と撮影光学系を平行移動させて測定することになる。

【0029】

52は測定時に被検者を固視させ、被検眼と光学系とを位置合わせするために用いる固視灯である。被検者はこの固視灯52を注視することによって測定中に被検眼が動かないようにすることができる。また、固視灯52は測定開始時に固視灯52のスポット光を被検者の瞳孔の中心に位置合わせすることで被検者の眼の位置に光学系を位置合わせするためにも使用される。

10

54は検者が被検眼の前眼部の状態を見るために設けられているモニターである。このモニター54には被検眼の前眼部の像が表示されており、検者はこのモニター54を見ながら微動位置合わせ機構を操作して光学系を被検者の眼に位置合わせする操作を行うことができる。被検眼の瞳孔の中心に固視灯52のスポット光を位置させ、スポット径が最も小さくなった状態が位置合わせされた状態である。

【0030】

20

ジョイスティック46の頂部には、スライドガイド50によってガイドしてスリット光投射光学系と撮影光学系をスライドガイド50を移動させる駆動モータをON-OFF制御するスイッチボタンが設けられている。このスイッチボタンを押すことにより、光学系が走査するように移動して前眼部の測定がなされる。

55はCCDカメラ40によって撮影された画像の解析等に用いるコンピュータ本体、56は撮影画像および解析結果等を表示するディスプレイ、58は入力手段としてのキーボード、60はマウスである。

本実施形態の眼科用検査装置は、撮影光学系によって被検者の前眼部の断面画像をコンピュータ部の画像記憶手段に取り込み、その断面画像を画像解析ソフト等の解析手段を用いて画像解析し、解析結果を表示手段としてのディスプレイ56に表示するように構成されている。

30

【0031】

以下では、上述した眼科用検査装置を用いて実際に被検者の前房深度を測定した例について説明する。

上記眼科用検査装置を使用する場合は、顎台32に被検者が顔をのせ、被検者に固視灯52を注視するように促した後、モニター54を見ながら、ジョイスティック46を操作して、固視灯52のスポット光を被検眼の瞳孔の中心に位置合わせする。この状態で細隙灯34のスリット光は被検眼の視軸に対して60°方向から被検眼の瞳孔の中心に向けて投射されており、顕微鏡36は被検眼の瞳孔の中心方向を向いている。

【0032】

40

被検眼と光学系とが位置合わせされたところで、ジョイスティック46の頂部に設けられているスイッチボタンを押す。これによって、細隙灯34および顕微鏡36、CCDカメラ40はスライドガイド50にガイドされて、瞳孔の中心から虹彩の周辺部に向け平行に移動する。これによって、スリット光は瞳孔の中心から虹彩の周辺部に向けて60°の投射角度を維持したまま前眼部を走査するように移動する。細隙灯34と撮影光学系がスキャンするように移動する際に要する時間は0.5秒間程度である。短時間で検査が完了することによって固視の揺れや瞬きを防止することができ、測定精度を上げることができる。

【0033】

コンピュータ本体55では、スリット光投射光学系と撮影光学系が移動する際に、角膜

50

と虹彩の断面画像を画像記憶手段により画像データとして取り込み、解析手段によって画像解析して前房深度を計測する。

本実施形態の眼科用検査装置では、瞳孔の中心から虹彩の周辺部に向けてスリット光投射光学系と撮影光学系とが移動する距離を8mmとし、0.4mm間隔で角膜と虹彩との断面画像を取り込むように設定した。これによって、1回のスキャンで0~20の21枚の画像データが取り込まれる。CCDカメラ40から取り込まれた画像データはメモリに転送されて記憶されるとともに、画像解析ソフトにより画像解析処理がなされ、その結果がディスプレイ56に表示される。

【0034】

図4~7は実際の測定例について、ディスプレイ56での表示画面例を示す。図4は、瞳孔の中心から虹彩の周辺部に向けて取り込んだ0~20の21枚の画像データを瞳孔の中心(図の上側)から虹彩の周辺(図の下側)に向けて順に並べて表示したものである。図中で白く光っているCの部分(虹彩)が角膜の断面を示しており、瞳孔の中心側から虹彩の周辺部に進むにしたがって徐々に右側にずれているのは角膜が湾曲しているためである。このことから、角膜の湾曲度合いがわかり、角膜の断面幅(白い部分)から角膜の厚さを解析することができる。

角膜の後方で白く光っているIの部分(虹彩)が虹彩の像である。この虹彩の断面像から、角膜の後方に所定間隔をあけて虹彩が位置していること、虹彩の周辺部に近づくにしたがって、角膜との間隔が狭くなってくるのがわかる。

【0035】

図5は、画像解析後の前房深度、角膜の厚さ、角膜の厚さに対する前房深度の比についての数値データと、前房深度をグラフとして示した表示画面例である。前房深度のグラフからわかるように、前房深度は瞳孔の中心から虹彩の周辺部に近づくにしたがって徐々に狭くなり、図2に示す定性的なグラフに類似するものとなる。なお、図4に示す表示画面では、測定日、被検者名、コメント等の所要の付随データを記入する欄が設けられており、被検者の測定データとともに関連データが記録されるように構成されている。

【0036】

図6に示す表示画面は、角膜と虹彩との相対的な位置関係を図的に画面表示した例である。円弧状に描かれている曲線が角膜の外面と内面を示し、角膜の内側に虹彩の位置が描かれている。

このように、角膜との位置関係で虹彩の位置を図式化して表示することで、角膜と虹彩との位置関係、すなわち、角膜と虹彩との間隔が比較的広い例であるか(広隅角眼)、角膜と虹彩との間隔が狭くなっている例であるか(狭隅角眼)がわかりやすくなる。図4~6で示した測定例は広隅角眼の被検者の例である。

【0037】

図7~9は角膜と虹彩との間隔が狭い(狭隅角眼)の被検者の測定例を示す。図7に示す画像データを図4に示す画像データと比較すると、この被検者の場合には角膜と虹彩との間隔が狭くなっていることがわかる。

図8に示す画像データを解析した数値データおよび前房深度のグラフをみると、前房深度がかなり狭いことがわかる。図5に示した広隅角眼のデータと比較すると差異は明確である。また、図9に示す角膜と虹彩とを図面表示した結果からも、図6に示す例と比較して前房深度が狭いことがわかる。

【0038】

このように、本実施形態の眼科用検査装置によれば、スリット光投射光学系と撮影光学系を利用して被検者の前眼部の形状、とくに角膜と虹彩との間隔(前房深度)を容易にかつ高精度に測定することができ、その測定結果に基づいて眼科疾患の検診に好適に利用することが可能である。とくに、本実施形態の眼科用検査装置および眼科検査方法は、測定データを定量的に比較検討することを可能にするという利点と、通常の眼科検査では見ることが難しい隅角部分についても見ることができるといった利点がある。この眼科用検査装置は、被検眼の前眼部の形状を検査できることから、閉塞隅角緑内障といった疾患の他に

10

20

30

40

50

眼科的疾患を検査することにも有効に利用することが可能である。

【 0 0 3 9 】

図 1 0 は上記眼科用検査装置を用いて前房深度を測定した測定データのうちから、広隅角眼、狭隅角眼、発症可能性の高い例（L I 前）、プラトー虹彩の各例を示したものである。図示例の広隅角眼は前房深度が非常に広い例で、狭隅角眼は前房深度が狭い例である。健常眼は図示した広隅角眼のグラフと狭隅角眼のグラフのように、瞳孔中心から虹彩の周辺に近づくにしたがって徐々に前房深度が狭くなる。前房深度の値には個人差があるが、健常眼の場合はこのように虹彩の周辺に近づくにしたがって徐々に前房深度が狭くなるグラフとして得られると考えられる。

【 0 0 4 0 】

一方、発症可能性の高い例として図示したグラフは、すでに緑内障発作を起こした被検者の反対眼についての測定例であるが、この場合は、全体として前房深度が狭くなるとともに、虹彩の周辺に近づく前の位置で急激に前房深度が狭くなっている。このように、虹彩の周辺部に達する前に急激に前房深度が狭くなっているような場合には発症の危険性があると考えられる。

また、プラトー虹彩とは、中心部の前房深度は比較的深いものの、隅角部分での深度が非常に狭くなる閉塞隅角緑内障の一亜型である。このプラトー虹彩についての測定結果においても、虹彩の周辺部に近づくにしたがって、狭隅角眼とくらべて前房深度が明確に狭くなっていることがわかる。プラトー虹彩は専門医による眼科診療でもしばしば見逃される症状であるが、この眼科用検査装置によれば、前房深度の測定結果からはっきりとその症状を知ることが可能である。

【 0 0 4 1 】

図 1 1、1 2 は、本発明に係る眼科検査装置の他の実施形態の構成を示す説明図である。上述した眼科検査装置は、被検眼に検査装置のスリット光を位置合わせするため、ジョイスティック 4 6 を手動操作して使用している。本実施形態の眼科検査装置は、被検眼と検査装置の光学系とを自動的に位置合わせ可能とし、また、右眼と左眼の検査の切り替えを容易にして、検診レベルで容易かつ確実に検査できるようにしたものである。

図 1 1 は、本実施形態におけるスリット光投射光学系と撮影光学系の配置を示す説明図、図 1 2 はスリット光投射光学系と撮影光学系の平面配置を示す。図 1 1 に示すように、本実施形態ではスリット光投射光学系を右眼用と左眼用とで独立させて設け、右眼の検査、左眼の検査に応じて、各々右眼用のスリット光投射光学系 6 0 a と左眼用のスリット光投射光学系 6 0 b を使用するように構成したことを特徴とする。

【 0 0 4 2 】

図 1 2 に示すように、スリット光投射光学系 6 0 a、6 0 b は、スリット光を投射する光源としてのハロゲンランプ 6 2、複数の光学レンズを備えた光学系 6 4、スリット 6 6 およびミラー 6 8 とを備える。これらのスリット光投射光学系 6 0 a、6 0 b は被検眼の視軸に対して所定角度傾斜した方向からスリット光が投射されるように設定されている。被検眼に対するスリット光の投射方向は固定である。

【 0 0 4 3 】

撮影光学系は、左右に配置された一対のスリット光投射光学系 6 0 a、6 0 b に挟まれた中央位置に配置される。撮影光学系は、前述した実施形態におけると同様に顕微鏡 3 6 と CCD カメラ 4 0 とを備えている。図 1 2 では、CCD カメラ 4 0 が光軸に対して適宜、所定角度傾けて配置されることを示す。1 の位置は、被検眼にスリット光を位置合わせするオートアライメント操作時のカメラの向き、2 は左眼用のスリット光投射光学系 6 0 b を使用する場合のカメラの向き、3 は右眼用のスリット光投射光学系 6 0 a を使用する場合のカメラの向きを示す。

なお、5 2 は固視灯である。本実施形態では、図 1 2 に示すように、可視光を放射する LED 7 0 を固視灯の光源とし、ミラー 7 2 を介して被検眼に向け可視光を照射する構成として、被検者が固視灯 5 2 を視認することができるように構成している。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

図11に示すように、本実施形態の眼科検査装置では、これらのスリット光投射光学系60a、60bと撮影光学系の全体を制御ステージ80上に支持し、制御ステージ80をX-Y方向およびZ方向に移動制御することによってアライメントと所要の検査がなされるようにしている。なお、X-Y方向とは、水平面内での移動方向をいい、Z方向とは鉛直方向での移動方向をいう。X方向は、被検眼に対して左右方向（スリット光をスキャンする方向）に移動する方向であり、本実施形態では左右に100mm程度移動するように設定されている。また、Y方向は、被検眼に対して前後方向に移動する方向であり、本実施形態では±15mm移動するように設定されている。また、Z方向には±15mm移動するように設定されている。

【0045】

本実施形態では、上記スリット光投射光学系60a、60b、撮影光学系および固視灯52をブラックボックス内に収納し、ボックス自体をX-Y方向およびZ方向に可動として、ボックスを制御ステージ80兼用としている。もちろん、スリット光投射光学系60a、60b、撮影光学系および固視灯52を支持した制御ステージ80を眼科検査装置のボックス（筐体）内に収納し、制御ステージ80を移動制御するようにしてもよい。

制御ステージ80は、スライドガイドにより制御ステージ80の移動方向をX-Y方向およびZ方向に規制し、ボールねじおよびボールねじを回動駆動する駆動モータにより移動制御することができる。

【0046】

（アライメント操作）

本実施形態の眼科検査装置において、被検眼の角膜の頂点位置に光学系の中心位置を自動的に一致させる操作は、図13に示す原理に基づいて行うことができる。すなわち、本実施形態の眼科検査装置においては、右眼用のスリット光投射光学系60aと左眼用のスリット光投射光学系60bが左右対称位置に配置されているから、右眼用のスリット光投射光学系60aと左眼用のスリット光投射光学系60bからアライメント光を被検眼に向けて投射し、角膜から反射されるアライメント光を検知する方法によってアライメントすることができる。

【0047】

図13でI図は、左右のスリット光投射光学系60a、60bからのアライメント光が被検眼の角膜の後方でフォーカスしている状態で、この場合には、右から入射したアライメント光は右側に戻り、左から入射したアライメント光は左側に戻る。一方、II図は、左右のスリット光投射光学系60a、60bからのアライメント光が被検眼の角膜の前方でフォーカスしている状態で、この場合には、右から入射したアライメント光は左側に反射し、左側から入射したアライメント光は右側に反射する。こうして、角膜からの反射光を検知することで、光学系が角膜の前方でフォーカスしているか後方でフォーカスしているかがわかるから、この検知結果に基づいて制御ステージ80を前後に移動調節することによって角膜の頂部に左右のスリット光投射光学系60a、60bのフォーカス位置を一致させることができる。

【0048】

図13は被検眼の中心に対して、検査装置の光学系の中心位置が一致していて、左右のスリット光投射光学系60a、60bのフォーカス位置を角膜の頂点に一致させる操作を示している。角膜の頂点に対して、検査装置の光学系の中心位置が左右に位置ずれしている場合は、被検眼に右から入射したアライメント光と左から入射したアライメント光の反射強度が左右で不均等になることによって検知することができる。検査装置の光学系の左右位置が左右対称位置になると、図13に示すように左右の反射光強度が均等になる。また、被検眼の光軸に対して、アライメント光の上下位置が位置ずれしていると、被検眼の角膜からの反射光がアライメント光の入射高さ位置よりも上側あるいは下側に変位するから、被検眼の光軸とアライメント光の高さ位置が位置ずれしていることを検知することができる。

【0049】

こうして、被検眼に対してアライメント光を左右から投射し、被検眼の角膜から反射される反射光を検知し、その検知結果に基づいて制御ステージ 80 を移動制御することによって、左右のスリット光投射光学系 60 a、60 b のフォーカス位置を自動的に被検眼の角膜の中心位置に一致させることができる。

本実施形態の眼科検査装置では、はじめに被検眼の視軸に対して検査装置の光学系の X - Y 方向を位置合わせし、次いで、検査装置の光学系の Z 方向を位置合わせしている。

【0050】

図 12 で、90 がアライメント光の光源として使用する赤色光または赤外光を放射する LED であり、92 がスリット、94 がハーフミラーである。この実施形態では、左右のスリット光投射光学系 60 a、60 b を利用して、被検眼にアライメント光を入射させ、CCD カメラ 40 によって被検眼からの反射光を検知するように構成されている。この実施形態の場合は、アライメント光学系としてスリット光投射光学系 60 a、60 b を利用することによって、アライメント光学系の構成を簡素化できるという利点がある。なお、アライメント光源として使用している LED 光源は、所定周波数で点滅させることが容易に可能であり、これによって検知信号の SN 比を向上させることができ、正確なアライメントが可能になる。

10

【0051】

図 14 は、アライメント光の光学系を左右のスリット光投射光学系 60 a、60 b と別個に設けた例である。90 が LED、92 がスリット、93 がミラーである。被検眼に対して検査装置の中心線の左右対称位置にアライメント光学系 95 a、95 b が設けられ、各々のアライメント光学系 95 a、95 b から被検眼に対し斜め方向からアライメント光を投射し、CCD カメラ 40 によって被検眼からの反射光を検知するように構成されている。図 12 に示す装置の場合はハーフミラー 94 を使用するため、アライメント光の強度が弱まるのに対して、本実施形態の場合は、スリット光投射光学系 60 a、60 b とは別個にアライメント光学系を設けていることから、所要強度のアライメント光を使用してアライメントできるという利点がある。

20

【0052】

図 15 は、アライメント光学系のさらに他の構成例を示すもので、スリット光投射光学系 60 a、60 b の一方側に LED 90 とミラー 93 を設けて被検眼にアライメント光を入射させるようにし、スリット光投射光学系 60 a、60 b の他方側にレンズ 96 およびミラー 97 を設けて CCD カメラ 40 により、被検眼からの反射光を検知するように構成されている。本実施形態の場合は、被検眼からの反射光とアライメント光学系からのアライメント光とを合致させることによってアライメントすることができ、アライメント光源を一つですますことができる。98 は撮像光学系 (CCD カメラ) による像とアライメント光学系による像とを検知するために設けたビームスプリッタである。

30

【0053】

(スキャン測定)

スキャン測定は、検査装置の光学系のフォーカス位置を、被検眼の角膜の頂点位置に一致した状態から、検査装置の光学系を所定距離 (本実施形態では 3.9 mm) 被検眼の奥側に移動させた位置から光学系をスキャン (X 方向に移動させる) させることにより、瞳孔の中心から虹彩の周辺部へスリット光をスキャンさせて検査する。図 16 (a) は、被検眼の角膜頂点から検査装置の光学系のフォーカス位置を 3.9 mm 移動させた状態を示す。前述したように制御ステージ 80 は X 方向に可動であり、制御ステージ 80 を X 方向に移動させることによってスキャン測定を行うことができる。

40

右眼あるいは左眼の測定に応じて、右眼用のスリット光投射光学系 60 a あるいは左眼用のスリット光投射光学系 60 b を使用して測定する。本実施形態の眼科検査装置では、左右のスリット光投射光学系 60 a、60 b を選択するだけで、右眼あるいは左眼の検査ができるから、左右の眼の切り替え操作が簡単に行える。

また、本実施形態の眼科検査装置は、被検眼の角膜の中心 (瞳孔の中心) に検査装置の

50

光学系を自動的に正確に位置合わせできるから、熟練者でなくても正確に、かつ短時間で検査することが可能になる。

【0054】

(中心角膜厚の測定)

被検眼の中心位置における角膜の厚さは、図16(b)に示すように、アライメント光を利用して検査装置の光学系を被検眼の角膜の中心位置に一致させたところで、スリット光投射光学系60a、60bからスリット光を投射し、そのときの画像を取り込むことによって測定することができる。実際には、画像から得られたデータから角膜の厚さを換算して得る。

角膜の中心膜厚の測定では、被検眼の角膜の頂点位置を正確に検知する必要があるが、本実施形態の眼科検査装置では、上述したように、アライメント光を利用して角膜の頂点位置を正確に検知することができるから、これによってばらつきのない正確な検査結果を得ることができる。

【0055】

(角膜曲率半径の測定)

角膜の曲率半径の測定は、図16(b)に示す状態、すなわち被検眼の角膜の頂点位置と検査装置の光学系のフォーカス位置とが一致した状態から、所定距離(本実施形態では3.9mm)検査装置の光学系を被検眼の奥側に移動させた位置で画像を取り込むことによって測定する。図16(a)は、被検眼の頂点から検査装置の光学系を3.9mm移動させた状態を示す。

図17は、被検眼に対してスリット光が角膜の頂点位置からDだけ奥側に移動した状態を拡大して示す。同図でスリット光2は、検査装置の光学系を移動させた状態でのスリット光であり、スリット光2を仮想的に延長し、z軸と交わるまでの延長線をa、そのz軸方向の長さをb、aのy軸方向の長さをh、aとz軸とのなす角を θ とする。角膜頂点からスリット光2が眼に入射するまでのz軸方向の長さをzとする。

【0056】

zはbと検査装置の光学系の移動量Dから求めることができ、角膜の曲率半径Rは、D、h、 θ から次式によって求めることができる。

$$\begin{aligned} \text{すなわち、} & b = h / \tan \theta, \quad c = R - z, \quad R^2 - h^2 = c^2, \quad R^2 - h^2 = (R - z)^2 \\ R = & (z^2 + h^2) / 2z = ((D - h / \tan \theta)^2 + h^2) / 2(D - h / \tan \theta) \end{aligned}$$

なお、D、h、 θ の値は画像データを換算して求めるものである。こうして、角膜の曲率半径を求めることができる。

【0057】

上述した、中心角膜の厚さ測定、角膜の曲率半径の測定は、スキャン測定と並行して測定することができるものであり、スキャン測定とともにこれらの測定を行うことによって、被検眼の状況をさらに精度良く検知することができる。

以上のように、本発明に係る眼科用検査装置およびこれを用いた検査方法によれば、被検眼の前眼部の形状を非常に明確な形状で、定量的データとして検査することができ、これによって眼科疾患を容易に検知することが可能となる。とくに、検査に際して、検査用のレンズを使用するといった専門医でなければできない操作をする必要がなく、したがって通常の医療技術者で十分に取り扱いことができ、検診レベルでの眼科疾患の検査装置として好適に使用することが可能となる。また、被検者に検査のための負担をかけることなく、また、検査時間短時間で済むことから、受診が容易な装置として提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】眼の断面構造を示す説明図である。

【図2】瞳孔からの距離に対する前房深度を示すグラフである。

【図3】眼科用検査装置の一実施形態の全体構成を示す説明図である。

【図4】広隅角眼での画像データの画面表示例を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図5】広隅角眼での前房深度の数値データおよび前房深度のグラフを示すディスプレイの画面表示例を示す説明図である。

【図6】広隅角眼での角膜と虹彩とを図表示した画面表示例を示す説明図である。

【図7】狭隅角眼での画像データの画面表示例を示す説明図である。

【図8】狭隅角眼での前房深度の数値データおよび前房深度のグラフを示すディスプレイの画面表示例を示す説明図である。

【図9】狭隅角眼での角膜と虹彩とを図表示した画面表示例を示す説明図である。

【図10】前房深度の測定例を示すグラフである。

【図11】眼科検査装置の他の実施形態における光学系の配置を示す説明図である。

【図12】眼科検査装置の他の実施形態における光学系の平面配置を示す説明図である。 10

【図13】被検眼の角膜の頂点にアライメントする方法を示す説明図である。

【図14】眼科検査装置のアライメント光学系の他の例を示す説明図である。

【図15】眼科検査装置のアライメント光学系のさらに他の例を示す説明図である。

【図16】角膜の頂点位置から光学系を移動させる状態を示す説明図である。

【図17】角膜の曲率半径を測定する方法を示す説明図である。

【符号の説明】

【0059】

10 角膜

12 虹彩

14 水晶体

20

17 毛様体

18 前房

20 後房

30 支持テーブル

34 細隙灯

34 a ミラー

36 顕微鏡

38 支持アーム

40 CCDカメラ

42 リンクアーム

30

46 ジョイスティック

50 スライドガイド

52 固視灯

54 モニター

55 コンピュータ本体

56 ディスプレイ

60 a、60 b スリット光投射光学系

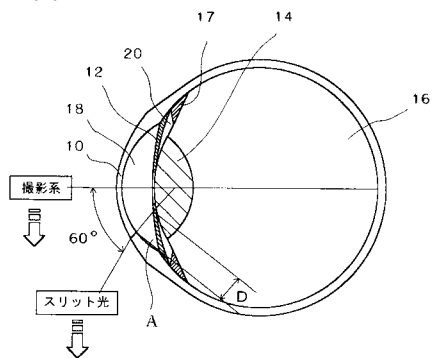
62 ハロゲンランプ

80 制御ステージ

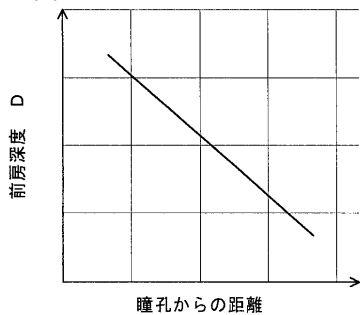
95 a、95 b アライメント光学系

40

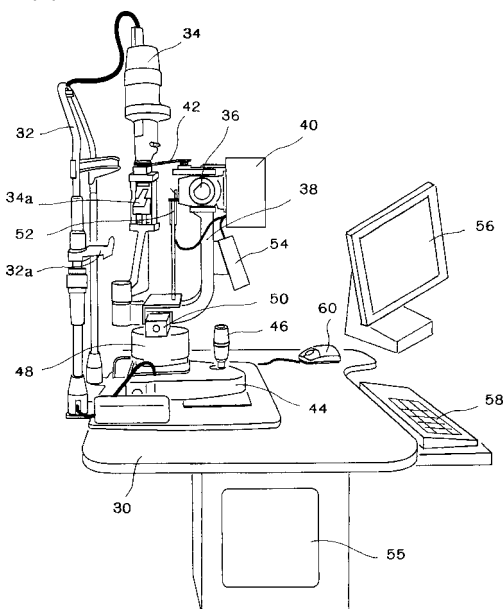
【 図 1 】



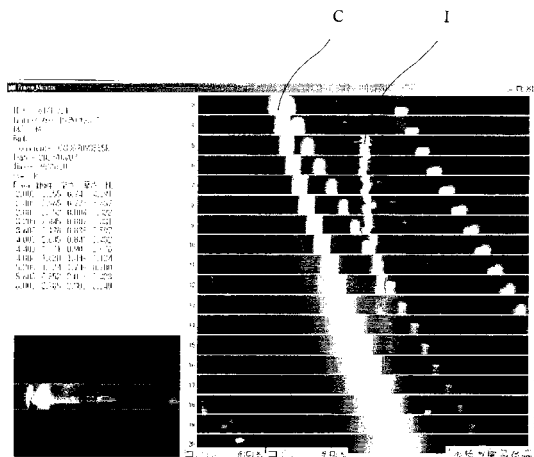
【 図 2 】



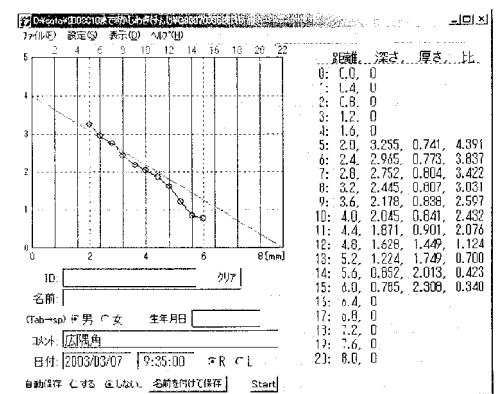
【 図 3 】



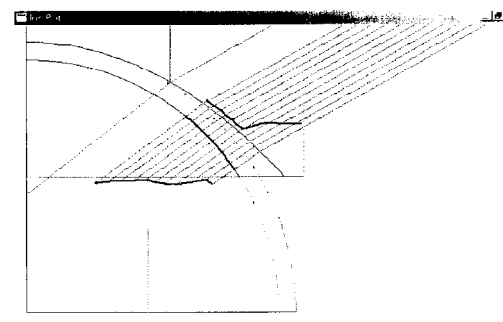
【 図 4 】



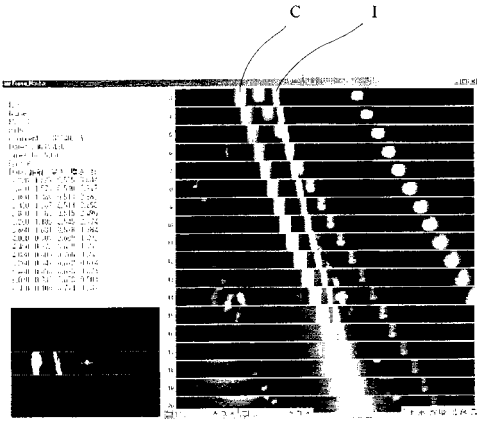
【 図 5 】



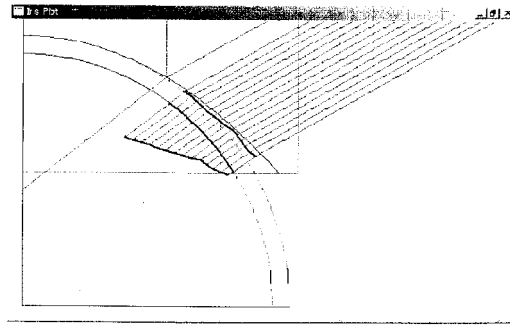
【 図 6 】



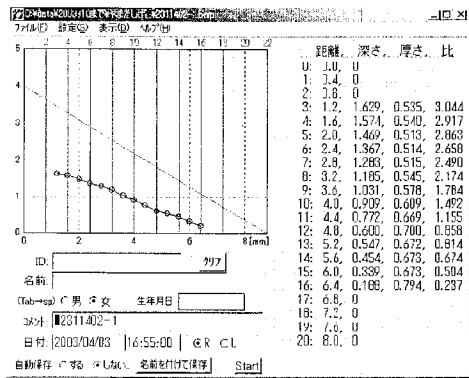
【図7】



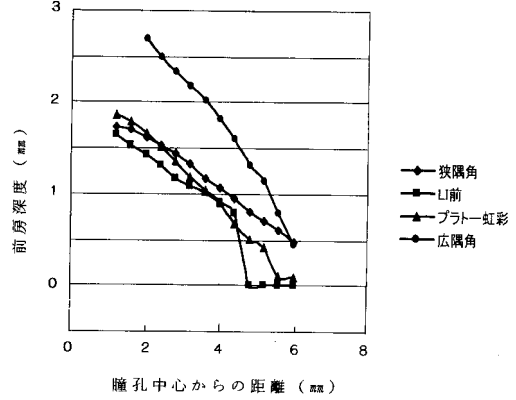
【図9】



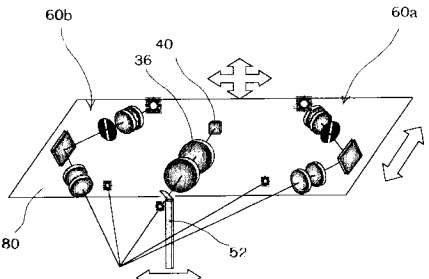
【図8】



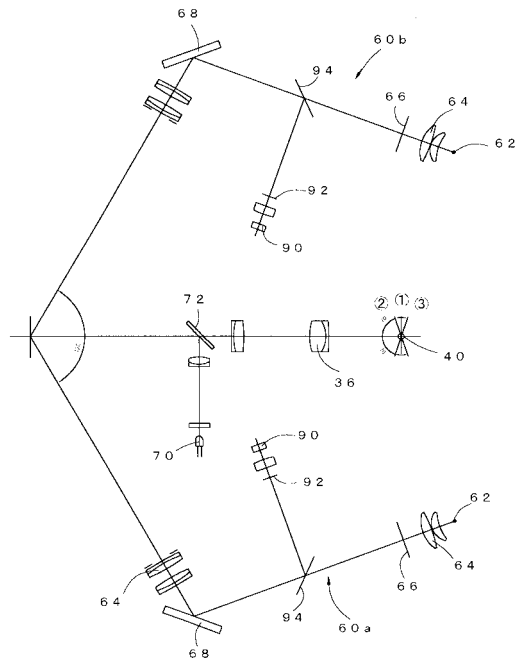
【図10】



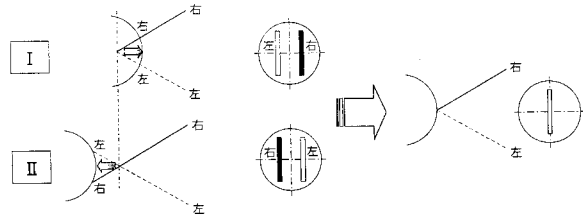
【図11】



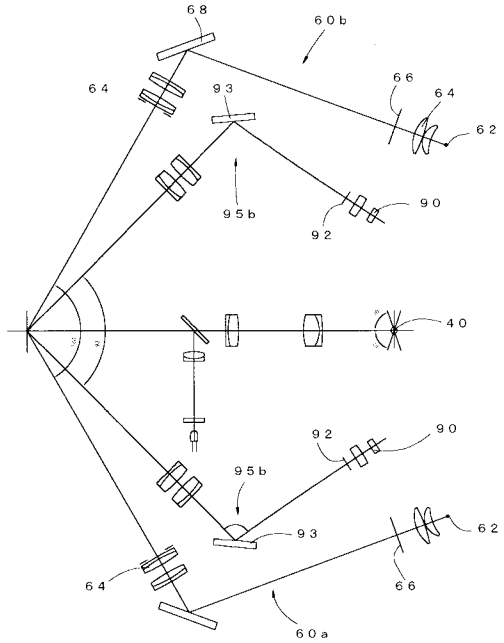
【図12】



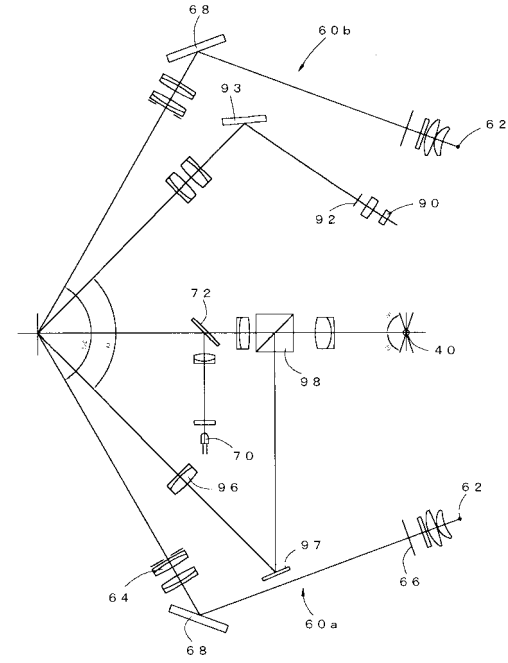
【図 13】



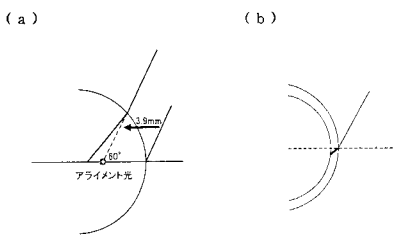
【図 14】



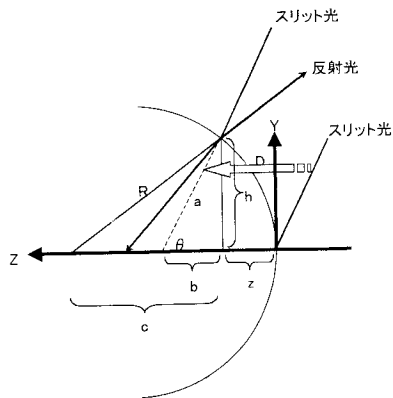
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (72)発明者 田川 耕治
長野県中野市大字岩船 330番地2 株式会社タカギセイコー内
- (72)発明者 中山 淳二
長野県中野市大字岩船 330番地2 株式会社タカギセイコー内
- (72)発明者 金澤 重雄
長野県中野市大字岩船 330番地2 株式会社タカギセイコー内

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平10-085189(JP,A)
特開2003-111728(JP,A)
特開平01-285241(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 3/00-3/18