

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5710923号  
(P5710923)

(45) 発行日 平成27年4月30日 (2015. 4. 30)

(24) 登録日 平成27年3月13日 (2015. 3. 13)

(51) Int. Cl.

F I

**A 6 1 F 9/007 (2006. 01)**

A 6 1 F 9/007 2 0 0 C

**G 0 2 C 13/00 (2006. 01)**

G 0 2 C 13/00

**G 0 2 C 7/04 (2006. 01)**

G 0 2 C 7/04

**G 0 2 B 23/02 (2006. 01)**

G 0 2 B 23/02

**G 0 2 B 23/18 (2006. 01)**

G 0 2 B 23/18

請求項の数 12 (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-214692 (P2010-214692)

(22) 出願日 平成22年9月27日 (2010. 9. 27)

(65) 公開番号 特開2011-98193 (P2011-98193A)

(43) 公開日 平成23年5月19日 (2011. 5. 19)

審査請求日 平成25年9月10日 (2013. 9. 10)

(31) 優先権主張番号 特願2009-232502 (P2009-232502)

(32) 優先日 平成21年10月6日 (2009. 10. 6)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000113263

H O Y A 株式会社

東京都新宿区中落合2丁目7番5号

(74) 代理人 100083286

弁理士 三浦 邦夫

(72) 発明者 飯塚 隆之

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O

Y A 株式会社内

(72) 発明者 金井 守康

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O

Y A 株式会社内

審査官 胡谷 佳津志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多焦点レンズシミュレーション装置及びシミュレーション方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

略平行光で入射した光束を略平行光で射出するアフォーカル光学系を有し、該アフォーカル光学系の前方に、所定の基本屈折力と該基本屈折力に差分屈折力を加えた付加屈折力の複数の屈折力を有する多焦点サンプルレンズを収納する被検レンズ支持手段を配置し、上記アフォーカル光学系の後方から観察者が上記多焦点サンプルレンズとアフォーカル光学系を通して被観察物を観察可能であって、上記観察者の眼が配置されると想定された位置と瞳共役関係となる位置に上記被検レンズ支持手段が配置されていることを特徴とする多焦点レンズシミュレーション装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記アフォーカル光学系は、該アフォーカル光学系内で観察物の実像を作るケプラー式である多焦点レンズシミュレーション装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記アフォーカル光学系は双眼配置されることを特徴とする多焦点レンズシミュレーション装置。

【請求項 4】

請求項 2 または 3 記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記アフォーカル光学系内に作られる実像近傍に、該実像近傍の空間位置を示す指標を配置した多焦点レンズシミュレーション装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記アフォーカル光学系の角倍率は光学系全体で略等倍である多焦点レンズシミュレーション装置。

**【請求項 6】**

請求項 5 記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記アフォーカル光学系は、倍率が略等しい 2 つのアフォーカル光学系を対向させて配置して構成されている多焦点レンズシミュレーション装置。

**【請求項 7】**

請求項 6 記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記 2 つのアフォーカル光学系はそれぞれ双眼鏡であり、上記被検レンズ支持手段は、該双眼鏡の対をなすアフォーカル光学系に対応させて、一対が備えられている多焦点レンズシミュレーション装置。

10

**【請求項 8】**

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記アフォーカル光学系内に可変絞りを配置した多焦点レンズシミュレーション装置。

**【請求項 9】**

請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記被検レンズ支持手段に支持される多焦点サンプルレンズは、肉眼内に水晶体の代わりに移植挿入可能な多焦点眼内レンズである多焦点レンズシミュレーション装置。

**【請求項 10】**

20

請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記被検レンズ支持手段に支持される多焦点サンプルレンズは、基本屈折力がほぼゼロか、第 1 の屈折力及び第 2 の屈折力の一方がゼロであり、他方が差分屈折力を持つ屈折部分とを有する屈折型のテストピース、または回折型のテストピースであり、上記テストピースは切り替え可能である多焦点レンズシミュレーション装置。

**【請求項 11】**

請求項 10 記載の多焦点レンズシミュレーション装置において、上記被検レンズ支持手段は、液体を保持する液体保持部を備え、この液体保持部はその内部に、上記多焦点眼内レンズと、該多焦点眼内レンズの基本屈折力を相殺する屈折力を有する相殺レンズとを保持する多焦点レンズシミュレーション装置。

30

**【請求項 12】**

略平行光で入射した光束を略平行光で射出するアフォーカル光学系を準備するステップ；  
上記アフォーカル光学系の前方に、所定の基本屈折力と該基本屈折力に差分屈折力を加えた付加屈折力の複数の屈折力を有する多焦点サンプルレンズを配置するステップ；及び  
上記アフォーカル光学系の射出瞳位置に観察者の眼を配置して、上記多焦点サンプルレンズと上記アフォーカル光学系を通して被観察物を観察するステップ；  
を有することを特徴とする多焦点レンズシミュレーション方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

40

本発明は、多焦点レンズシミュレーション装置及びシミュレーション方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

白内障の治療を目的として、混濁した水晶体を摘出し眼内レンズ(IOL)を挿入する手術が普及している。一方で、白内障治療目的のみではなく、老視で失いかけている調整力を補うために、多焦点眼内レンズが用いられている。多焦点眼内レンズは所定の基本屈折力と該基本屈折力に差分屈折力を加えた付加屈折力の複数の屈折力を有するものであり、レンズの表面を、エリア毎に異なる曲率半径で構成した屈折型と、回折構造にした回折型が知られているが、どちらも集光点を複数(遠方視用・近方視用)に光軸方向に分割するものである。このような構成にすることで、遠方視用・近方視用どちらかの集光点で視力が確

50

保でき、眼鏡に頼らなくても生活が送れる利点がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3814017号公報

【特許文献2】特表2007-527263号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、2つの集光点のどちらか一方はぼけた状態にあるため、コントラストなど視認性を劣化させる要因となる。例えば、回折型ではハイライトがぎらつくグレアが、屈折型では、光の周辺に輪がかかって見えるハローという現象が出やすいなどの欠点がある。これらは眼内レンズの多焦点化による副作用であって健常眼では認識されない現象であり、多焦点眼内レンズの手術を受けた後にはじめて実感できる（つまり、術前には実感できない）。

【0005】

特許文献1は、結像光学系の光路中に眼内レンズを配置し、網膜像に相当する像をCCD等で撮像して提示する装置である。撮像素子や表示装置を介して提示されるため、実際の人間の視覚においてどのような処理がなされるかは反映できない。

【0006】

特許文献2は、多焦点コンタクトレンズのフィッティングを目的とし、途中で分岐した光路の片方に加入レンズを入れることで異なる視度の像を合成する装置である。実際に人間が覗くことのできる装置であるが、多焦点眼内レンズ各種の機能の違いを実感できるものではない。これは像の合成による多焦点化と実際の多焦点眼内レンズの多焦点化の光学的手法が異なる為であり、例えば屈折型などで指摘されている瞳孔径による見え方の違いなどは表現することができない。

【0007】

本発明は、多焦点眼内レンズの挿入手術を受けなくても（挿入手術を受ける前に）、その効果、回折型と屈折型の差異、あるいはデメリットを実感・体験できる多焦点レンズシミュレーション装置及びシミュレーション方法を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、遠方又は所定の距離を隔てた物体を観察できる光学系の前方に多焦点サンプルレンズを配置し、同光学系の後方から、多焦点サンプルレンズと同光学系を通して被観察物を観察すれば、多焦点サンプルレンズの装着感が実感できるという着眼に基づいてなされたものである。

【0009】

すなわち、本発明による多焦点レンズシミュレーション装置は、略平行光で入射した光束を略平行光で射出するアフォーカル光学系を有し、該アフォーカル光学系の前方に、所定の基本屈折力と該基本屈折力に差分屈折力を加えた付加屈折力の複数の屈折力を有する多焦点サンプルレンズを収納する被検レンズ支持手段を配置し、上記アフォーカル光学系の後方から観察者が上記多焦点サンプルレンズとアフォーカル光学系を通して被観察物を観察可能であって、上記観察者の眼が配置されると想定された位置と瞳共役関係となる位置に上記被検レンズ支持手段が配置されていることを特徴としている。

【0011】

本発明による多焦点レンズシミュレーション装置は、多焦点サンプルレンズの光学的作用を観察者の水晶体近傍へリレーすることにより、多焦点サンプルレンズを装着した被験者と同等の見え方を体感させるものである。これを実現する為に、観察者の眼が配置されると想定された位置と瞳共役関係となる位置に被検レンズ支持手段を配置すると共に、遠方の物体を観察できるアフォーカル光学系を用いている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 2 】

アフォーカル光学系は、該アフォーカル光学系内で観察物の実像を作るケプラー式とする。すなわち、アフォーカル光学系にはケプラー式とガリレオ式があるが、瞳共役点が実像となるケプラー式の構成を取ることが必要である。これによって入射瞳位置に多焦点サンプルレンズを配置することが可能となり、射出瞳位置には多焦点サンプルレンズの光学的作用がリレーされる。観察者は一般的な望遠鏡と同様に水晶体が射出瞳位置にくるよう目を置くことで多焦点サンプルレンズを装着した被験者と同等の見え方を体感できる。

## 【 0 0 1 3 】

本発明による多焦点シミュレーション装置は、被観察物をより自然な状態で観察する為に両眼で観察可能とするよう双眼配置されることが望ましい。

10

## 【 0 0 1 4 】

アフォーカル光学系内には、その実像形成位置の近傍に、該実像近傍の空間位置を示す指標を配置することが好ましい。健常眼の調節機能は水晶体の形状変化による機能であるが、白内障の治療等で水晶体を形状変化しない眼内レンズに置換した場合、目の調節能力は失われる。よって実際に多焦点眼内レンズを装着した被験者は目の調節機能を持たないが、本発明による多焦点眼内レンズのシミュレーション装置の観察者は健常眼の観察者も想定している。健常眼の観察者は目の調節機能を持つ為、多焦点サンプルレンズ（多焦点眼内レンズあるいは等価な機能をもつテストピース）の光学的作用と調節力による作用とが混在している状態である。そこで、ケプラー式アフォーカル光学系の内部に形成する実像位置近傍に指標を配置し、健常眼の観察者がこの指標を注視することによって、目の調節力が極力働かないように誘導することが望ましい。

20

## 【 0 0 1 5 】

アフォーカル光学系の角倍率は光学系全体で略等倍とすることが好ましい。すなわち、観察者が被験者と同等の見え方を体感する為には、被観察物（外界の風景や物体）を裸眼の状態と同様の倍率で観察することが必要である。その為にアフォーカル光学系はその全体として角倍率が略等倍であることが望ましい。等倍でない場合でも瞳共役条件を満たしていれば多焦点サンプルレンズの光学的作用を体感できるが、被観察物の遠近感が裸眼の状態と違って来る為、その印象が異なる可能性がある。

## 【 0 0 1 6 】

アフォーカル光学系は、具体的には、倍率が略等しい2つのアフォーカル光学系を対向させて配置して構成することができる。ケプラー式の光学系では倒立像を正立化するため、一般にボロプリズムなどに代表される正立光学系（像反転光学系）が必要となる。しかし、このプリズムは同時に光学系の入射角を制限するものである。一般的なケプラー式の双眼鏡などでは倍率が低いものでも入射角は $\pm 10^\circ$ 程度が限界である。略等倍であるケプラー式の光学系では射出角も同程度であるから、見かけの視界が狭くなるということになる。そこでこの正立光学系をリレー光学系に置き換えることで略等倍であると同時に実視界（見かけの視界）を広く取ることが可能となる。より具体的には、2つの倍率が等しいアフォーカル光学系を対向させて配置することで、双方の対向した対物レンズがリレー光学系として機能し、略等倍のケプラー光学系を構成する。

30

## 【 0 0 1 7 】

2つのアフォーカル光学系はそれぞれ、双眼鏡を用いることができる。双眼鏡は対をなすアフォーカル光学系を備えているから、被検レンズ支持手段は、その対をなすアフォーカル光学系に対応させて一对を備えるものとする。

40

## 【 0 0 1 8 】

本発明による多焦点シミュレーション装置は、実際に多焦点眼内レンズ装着した被験者が瞳孔径の違いで体感する被観察物の見え方を、観察者の観察状態における瞳孔径より小さい状態で体感できるように、多焦点シミュレーション装置の内部に可変絞りを設置することが好ましい。可変絞りを絞ることにより、観察者の観察状態における瞳孔径よりも小さい瞳孔径であれば任意に設定することができる。

## 【 0 0 1 9 】

50

被検レンズ支持手段に支持される多焦点サンプルレンズは、実際に眼内に挿入する多焦点眼内レンズ、すなわち肉眼内に水晶体の代わりに移植挿入可能な多焦点眼内レンズとすることができる。あるいは、多焦点サンプルレンズとして、多焦点眼内レンズと光学的に等価なテストピースを用いることができる。光学的に等価なテストピースは、屈折型の多焦点眼内レンズの場合には、基本屈折力がほぼゼロか、第1の屈折力及び第2の屈折力の一方がゼロであり、他方が差分屈折力を持つ屈折部分とを有する。より具体的には、屈折力を持たない透過部分と、上記基本屈折力（実際に眼内に挿入する多焦点眼内レンズの基本屈折力（例えば20ディオプター、以下D））との差分屈折力（例えば4D）を持つ屈折部分とを有するテストピースとすることができる。回折型の場合には、基本屈折力である0次光が屈折力を持たず、1次光が差分屈折力を持つテストピースとすることができる。また、これらの多焦点サンプルレンズは被検レンズ支持手段に設置される際、容易に切り替え可能とし、多焦点サンプルレンズの性能を比較しやすくすることが望ましい。

10

#### 【0020】

多焦点サンプルレンズとして、実際に眼内に挿入する多焦点眼内レンズを用いるときには、被検レンズ支持手段は、液体を保持する液体保持部を備え、この液体保持部は、その内部に、実際に眼内に挿入する多焦点眼内レンズと、該多焦点眼内レンズの基本屈折力を相殺する屈折力を有する相殺レンズとを保持することが好ましい。

#### 【0021】

アフォーカル光学系の前方に置かれる多焦点眼内レンズは、その基本的な機能が目の水晶体の置き換えである為に液体保持部内の水中に保持するのがよい。一方、多焦点眼内レンズは、水中における基本的な屈折力として20D前後のパワーを持っているため、アフォーカル光学系の入射瞳付近の平行光束中にそのまま保持した場合は遠方の風景の観察ができない、いわば極度の近視に似た状態となってしまう。そこでこの多焦点眼内レンズの基本的屈折力を相殺する負の屈折力を有する相殺レンズと共に保持し、多焦点化された屈折力の差分のみを抽出し、これを観察者の水晶体へリレーすることが望ましい。なお等価な機能をもつテストピースの場合は基本的屈折力をゼロとすることで相殺レンズを省略することが可能である。

20

#### 【0022】

本発明は、多焦点眼内レンズのシミュレーション方法の態様では、略平行光で入射した光束を略平行光で射出するアフォーカル光学系を準備するステップ；上記アフォーカル光学系の前方に、所定の基本屈折力と該基本屈折力に差分屈折力を加えた付加屈折力の複数の屈折力を有する多焦点サンプルレンズを配置するステップ；及び上記アフォーカル光学系の射出瞳位置に観察者の眼を配置して、上記多焦点サンプルレンズと上記アフォーカル光学系を通して被観察物を観察するステップ；を有することを特徴としている。

30

#### 【発明の効果】

#### 【0023】

本発明によれば、多焦点眼内レンズの挿入手術を受けなくても（挿入手術を受ける前に）、その効果、回折型と屈折型の差異、あるいはデメリットを実感・体験できる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0024】

40

【図1】本発明による多焦点レンズシミュレーション装置の第一の実施形態を示す光路図である。

【図2】図1の多焦点レンズシミュレーション装置の多焦点レンズホルダの一実施形態を示す断面図である。

【図3】本発明による多焦点レンズシミュレーション装置の第二の実施形態を示す光路図である。

【図4】屈折型テストピースの構成を示す模式図である。

【図5】本発明による多焦点レンズシミュレーション装置を双眼型とした一実施形態の外観斜視図である。

#### 【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 0 2 5 】

## 「実施形態 1」

図 1、図 2 は、本発明による多焦点レンズシミュレーション装置の第 1 の実施形態を示している。この多焦点レンズシミュレーション装置は、角倍率が略等倍のアフォーカル光学系 1 0 と、このアフォーカル光学系 1 0 の入射瞳位置に配置した眼内レンズ支持手段（被検レンズ支持手段）2 0 とを有している。アフォーカル光学系 1 0 は、無限遠物体からの平行光束が入射すれば、略平行光束が出射する光学系である。

## 【 0 0 2 6 】

アフォーカル光学系 1 0 は、物体側から順に、正のパワーの対物レンズ群 1 1、正立プリズム 1 2、正立プリズム 1 3 及び正のパワーの接眼レンズ群 1 4 を有しており、正立プリズム 1 2 と正立プリズム 1 3 の間に結像面 1 5 が形成される。対物レンズ群 1 1 及び正立プリズム 1 2 と、正立プリズム 1 3 及び接眼レンズ群 1 4 は、結像面 1 5 に関し対称であり、対物レンズ群 1 1 による観察物の実像が結像面 1 5 に結像し（ケプラー式）、結像面 1 5 の像がアフォーカル光学系 1 0 の射出瞳位置に置いた観察者の眼 1 6 によって接眼レンズ群 1 4 を介して観察される。正立プリズム 1 2 と正立プリズム 1 3 は、像を正立させる正立光学系であって、各 2 面合計 4 面の反射面を有する。具体的には、例えばポロプリズムによって構成することができる。結像面 1 5 には、例えば透明板上に描いた十字線からなる指標が装備される。接眼レンズ群 1 4 は、観察者の視度を調整するため、光軸方向に移動可能である。

## 【 0 0 2 7 】

眼内レンズ支持手段 2 0 は、図 2 に拡大して示すように、入射側と出射側の透過平行平板 2 1 と 2 2 の間を液体保持空間 2 3 としたもので、この液体保持空間 2 3 内に保持した液体（水）内に、多焦点眼内レンズ（多焦点被検レンズ）2 4 と相殺レンズ 2 5 を保持している。透過平行平板 2 1 と 2 2 は、ケーシング 2 6 に固定されており、このケーシング 2 6 に対して着脱可能なレンズホルダ 2 7 に、多焦点眼内レンズ 2 4 と相殺レンズ 2 5 が保持される。使用状態では、この多焦点眼内レンズ 2 4 と相殺レンズ 2 5 の間を含むケーシング 2 6 内の空間が液体保持空間 2 3 として液体（水）が満たされる。また、この眼内レンズ支持手段 2 0 は、その多焦点眼内レンズ 2 4 がアフォーカル光学系 1 0 の入射瞳位置に位置するように配置される。多焦点眼内レンズ 2 4 は、屈折型であると回折型であるとを問わず、水中（水晶体）での基本屈折力（例えば 2 0 D）と、この基本屈折力に差分屈折力を加えた付加屈折力（例えば 2 4 D）とを有するものであり、多焦点化された屈折力の差分（4 D）のみを抽出する。

## 【 0 0 2 8 】

以上のアフォーカル光学系 1 0 と眼内レンズ支持手段 2 0 によると、観察者は、アフォーカル光学系 1 0 の後方から眼内レンズ支持手段 2 0 の多焦点眼内レンズ 2 4 とアフォーカル光学系 1 0 を通して被観察物を観察可能である。すなわち、アフォーカル光学系 1 0 の射出瞳位置は、観察者の眼を配置可能なように、開放されている。また、観察者の眼が配置されると想定された位置と瞳共役関係となる位置に眼内レンズ支持手段 2 0（多焦点眼内レンズ 2 4）が配置されているので、アフォーカル光学系 1 0 の前方においた眼内レンズ支持手段 2 0 の多焦点眼内レンズ 2 4 の光学的作用を、アフォーカル光学系 1 0 の後方に置いた観察者の眼 1 6（水晶体近傍）へリレーすることができ、多焦点眼内レンズ 2 0 を実際に装着した被験者と同等の見え方を体感させることができる。アフォーカル光学系 1 0 の角倍率は等倍であり、観察物（外界の風景や物体）を裸眼の状態と同様の倍率で観察できる。なお、アフォーカル光学系 1 0 の入射瞳径は多焦点眼内レンズ 2 4 の径より大きいことが好ましい。

## 【 0 0 2 9 】

また、結像面 1 5 近傍に置いた（描いた）指標は、観察者がこの指標を注視することによって、目の調節力が極力働かないように誘導し、差分屈折力の実感を容易にさせる。

## 【 0 0 3 0 】

次に、具体的な数値実施例 1 を説明する。

## 「数値実施例 1」

表 1 は、数値実施例 1 のレンズデータである。表 1 において、NO は物体側から数えた面番号、R は曲率半径、d はレンズ厚またはレンズ間隔、N(d) は d 線の屈折率、はアッペ数を示す。R と d の単位は mm である。面番号 1 から 8 は眼内レンズ支持手段 20（面番号 5 と 6 は多焦点眼内レンズ 24）、面番号 9 から 22 はアフォーカル光学系 10 である。眼内レンズ支持手段 20 の入射角（アフォーカル光学系 10 の入射角）は  $\pm 10^\circ$  である。

## 「表 1」

NO	R	d	N(d)		
1		2.000	1.51633	64.1	
2		1.000	1.33304(水)	55.8	
3	-13.65	0.500	1.49176	57.4	相殺負レンズ
4	17.9	0.200	1.33304(水)	55.8	
5	17.9	1.000	1.49176	57.4	眼内レンズ(20D)
6	-13.9	1.000	1.33304(水)	55.8	
7		2.000	1.51633	64.1	
8		30.000			
9	61.392	1.920	1.69680	55.5	
10	-205.56	0.600			
11	37.32	3.120	1.74400	44.9	
12	-37.32	1.200	1.84666	23.8	
13	480	2.400			
14		36.000	1.51633	64.1	正立プリズム
15		7.300			
16		36.000	1.51633	64.1	正立プリズム
17		2.400			
18	-480	1.200	1.84666	23.8	
19	37.32	3.120	1.74400	44.9	
20	-37.32	0.600			
21	205.56	1.920	1.69680	55.5	
22	-61.392	34.000			

角倍率=0.99

面番号 15 と 16 の間に、結像面 15（指標）が位置する。面番号 22 の d 値 34 は、第 22 面からアイポイント（周辺光束が光軸と交わる位置）までの距離（アイレリーフ）であり、理想的な観察状態では、アフォーカル光学系 10 の射出瞳位置がこのアイポイントに一致する。

## 【0031】

## 「実施形態 2」

図 3 は、本発明による多焦点レンズシミュレーション装置の第 2 の実施形態を示している。この多焦点レンズシミュレーション装置は、角倍率が略等倍のアフォーカル光学系 30 と、このアフォーカル光学系 30 の入射瞳位置に配置した眼内レンズ支持手段 20 とを有している。アフォーカル光学系 30 の射出瞳位置には観察者の眼 16 が置かれる。眼内レンズ支持手段 20 は、実施形態 1 と同一である。

## 【0032】

アフォーカル光学系 30 は、2 つの対称配置のケプラー式アフォーカル光学系 31 と 32 を有しており、この実施形態では、ケプラー式アフォーカル光学系 31 と 32 は、双眼鏡光学系（双眼の正立望遠鏡）からなっている。眼内レンズ支持手段 20 側のケプラー式アフォーカル光学系 31 は、物体側から順に、正レンズ群（双眼鏡の状態では正の接眼レンズ群）31a、合計 4 面の反射面を有する正立光学系 31b、正レンズ群（同正の対物レンズ群）31c からなり、正レンズ群 31a と正立光学系 31b の間に結像面（1 次結像面）31p が位置している。眼 16 側のケプラー式アフォーカル光学系 32 は、ケプラ

ー式アフォーカル光学系 3 1 側から順に、正レンズ群（双眼鏡の状態では正の対物レンズ群）3 2 a、合計 4 面の反射面を有する正立光学系 3 2 b、正レンズ群（同正の接眼レンズ群）3 2 c からなり、正立光学系 3 2 b と正レンズ群 3 2 c の間に結像面（2 次結像面）3 2 p が位置している。正レンズ群 3 1 a と正レンズ群 3 2 c、正立光学系 3 1 b と正立光学系 3 2 b、正レンズ群 3 1 c と正レンズ群 3 2 a はそれぞれ、対称に配置された同一の光学系である。観察者の視度調整は、双眼鏡の視度調整機能およびフォーカシング機能をそのまま用いることができる。

#### 【0033】

以上の実施形態では、双眼鏡をそのまま流用したため、正立光学系 3 1 b と正立光学系 3 2 b が存在しているが、多焦点レンズシミュレーション装置専用の光学系を構成する場合には、この正立光学系 3 1 b と正立光学系 3 2 b を省略することができる。正立光学系 3 1 b と正立光学系 3 2 b は、例えばポロプリズムなどに代表される正立光学系（像反転光学系）で形成されるが、ポロプリズムは同時に光学系の入射角を制限するものである。これに対し、この正立光学系をリレー光学系に置き換えることで略等倍であると同時に実視界（見かけの視界）を広く取ることが可能となる。正立光学系 3 1 b と正立光学系 3 2 b を省略したアフォーカル光学系では、ケプラー式アフォーカル光学系 3 1 と 3 2 の対向した正レンズ群 3 1 c と正レンズ群 3 2 a がリレー光学系として機能し、略等倍のケプラー光学系を構成する。

#### 【0034】

また、双眼鏡を流用したアフォーカル光学系 3 0 は、対をなすアフォーカル光学系（図 3 の光学系を一对）を備えているから、眼内レンズ支持手段 2 0 は、その対をなすアフォーカル光学系に対応させて一对を設けることで、双眼で観測可能なシミュレーション装置とすることができる。勿論、双眼鏡を流用せず、専用設計されたアフォーカル光学系 1 0 またはアフォーカル光学系 3 0 であったとしても、図 1、図 3 の光学系及び眼内レンズ支持手段 2 0 を左右の眼視用に一对設けることが好ましいが、図 1、図 3 の光学系を単独に設け、片眼ずつのシミュレーション装置として用いることも可能である。

#### 【0035】

図 5 は、本発明による多焦点レンズシミュレーション装置を双眼型とした一実施形態の外観を示している。図 1 に示したアフォーカル光学系 1 0 または図 3 に示したアフォーカル光学系 3 0 を内蔵した光学鏡筒 1 0 B または 3 0 B は、左右一对が備えられており、この一对の光学鏡筒 1 0 B または 3 0 B の先端には、図 2 に示した眼内レンズ支持手段 2 0 を設けている。この双眼型多焦点レンズシミュレーション装置によれば、双眼でシミュレーション効果を体感することができる。

#### 【0036】

次に、具体的な数値実施例 2 を説明する。

#### 「数値実施例 2」

表 2 は、数値実施例 2 のレンズデータである。面番号 1 から 8 は眼内レンズ支持手段 2 0（面番号 5 と 6 は多焦点眼内レンズ 2 4）、面番号 9 から 2 4 は、ケプラー式アフォーカル光学系 3 1、面番号 2 5 から 4 0 はケプラー式アフォーカル光学系 3 2 である。ケプラー式アフォーカル光学系 3 1 と 3 2 はそれぞれ角倍率 8 倍の同一光学系である。眼内レンズ支持手段 2 0 の入射角（アフォーカル光学系 3 1 の入射角）は  $\pm 20^\circ$  である。本実施例の場合は可変絞りを設置することができる。ケプラー式アフォーカル光学系 3 1 と 3 2 の間（面番号 2 4 と 2 5 の間）は眼内レンズ支持手段 2 0 と瞳共役関係の位置でもあり、この位置に可変絞りを設定することでアフォーカル光学系に入射する全角度の光束を一樣に絞ることができる。

#### 「表 2」

NO	R	d	N(d)		
1		2.000	1.51633	64.1	
2		1.000	1.33304(水)	55.8	
3	-13.65	0.500	1.49176	57.4	相殺負レンズ



4	17.9	0.200	1.33304(水)	55.8	眼内レンズ(20D)
5	17.9	1.000	1.49176	57.4	
6	-13.9	1.000	1.33304(水)	55.8	
7		2.000	1.51633	64.1	
8		18.000			
9	-336.4	6.496	1.62041	60.3	
10	-22.388	0.232			
11	26.448	11.600	1.62041	60.3	
12	-21.46	2.320	1.80518	25.5	
13	-188.5	20.834			10
14		52.850	1.51680	64.2	
15		0.928			
16		36.285	1.56883	56.0	
17		32.434			
18	-93.448	2.320	1.51742	52.2	
19	485.008	35.102			
20		5.800	1.51680	64.2	
21	-87.904	0.348			
22	734.524	2.900	1.69895	30.0	
23	111.558	8.120	1.51680	64.2	20
24	-111.558	16.240			
25	111.558	8.120	1.51680	64.2	
26	-111.558	2.900	1.69895	30.0	
27	-734.524	0.348			
28	87.904	5.800	1.51680	64.2	
29		35.102			
30	-485.008	2.320	1.51742	52.2	
31	93.448	32.434			
32		36.285	1.56883	56.0	
33		0.928			30
34		52.850	1.51680	64.2	
35		20.834			
36	188.5	2.320	1.80518	25.5	
37	21.46	11.600	1.62041	60.3	
38	-26.448	0.232			
39	22.388	6.496	1.62041	60.3	
40	336.4	20.000			

角倍率=0.99

面番号35の後方8.12(結像面32p)に、指標が位置する。面番号40のd値20.00は、第40面からアイポイント(周辺光束が光軸と交わる位置)までの距離(アイレリーフ)であり、理想的な観察状態では、アフォーカル光学系30の射出瞳位置がこのアイポイントに一致する。

【0037】

以上の実施形態では、多焦点サンプルレンズとして多焦点眼内レンズ24を用いているが、多焦点サンプルレンズとして、多焦点眼内レンズ24と光学的に等価なテストピースを用いることができる。図4は、屈折型の2焦点眼内レンズを想定した屈折型テストピース40の構成を示す模式図である。テストピース40は、遠方度数となる基本屈折力を0Dとして、相殺負レンズを省略できるように形成されている。テストピース40の前面は6輪帯構造部41となっており、図中の平行平面部分(凹部)を通過する光束が遠方焦点を受け持ち、凸球面部を通過する光束が近方焦点を受け持つ。表3はテストピース40の

40

50

パラメータを示している。表 3 において、 $r$  は凸球面部の曲率半径 (mm)、 $n_1$  は屈折率、 $f$  は凸球面部の焦点距離 (mm)、 $D$  は近方度数 (差分屈折力)、 $sagu$  は中心輪帯部の段差量 (mm) をそれぞれ示している。また、中心厚  $a$  は例えば 2mm、外径  $b$  は例えば 6mm である。

「表 3」

$r$	41
$n_1$	1.5
$f$	250
$D$	4.00
$Sagu$	0.11

【符号の説明】

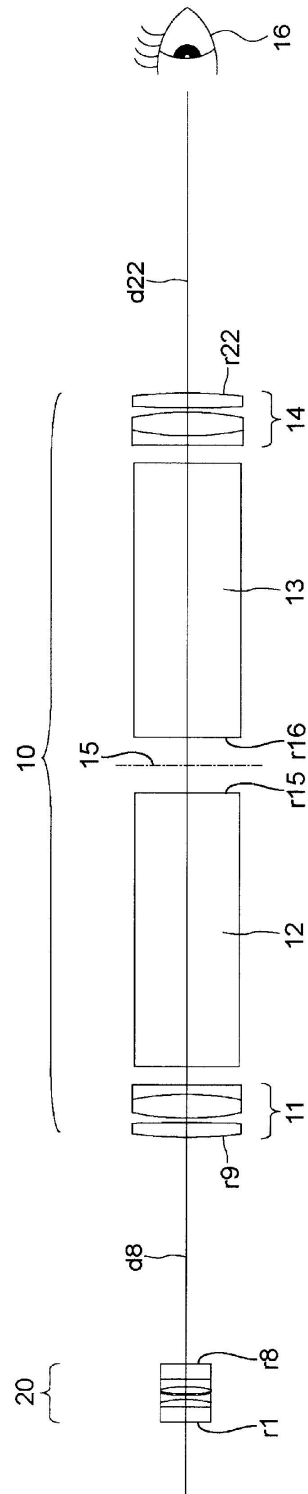
10

【0038】

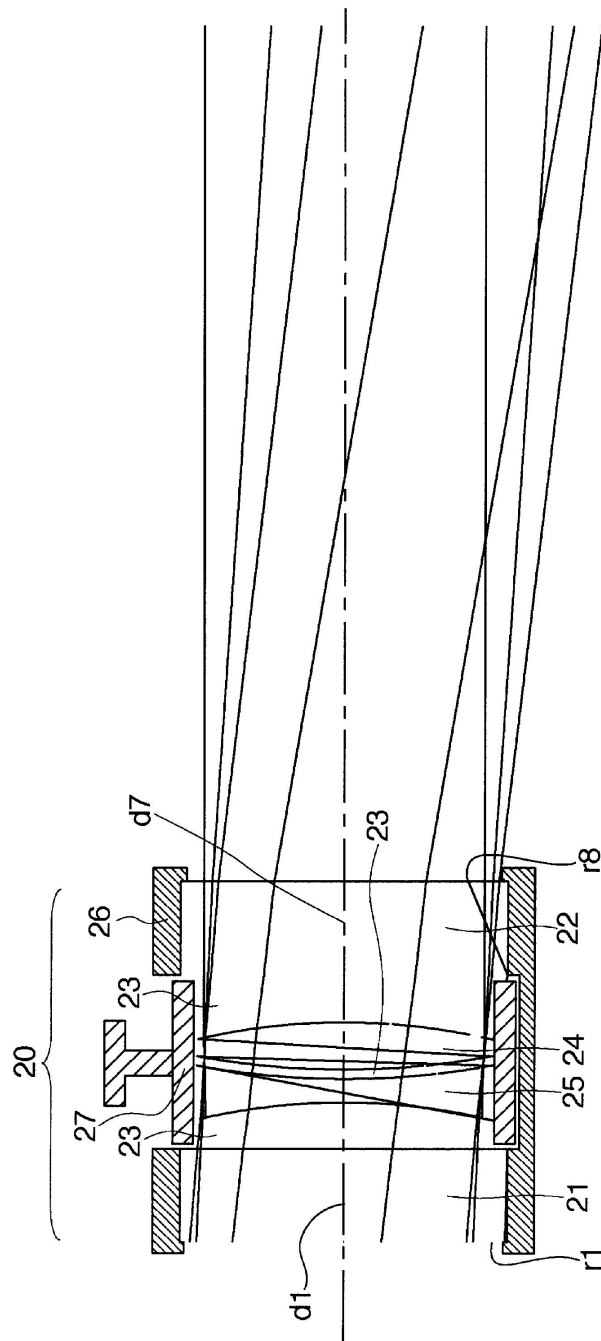
1 0 3 0 アフォーカル光学系  
 1 1 対物レンズ群  
 1 2 1 3 正立プリズム  
 1 4 接眼レンズ群  
 1 5 結像面  
 1 6 眼  
 2 0 眼内レンズ支持手段 (被検レンズ支持手段)  
 2 1 2 2 透過平行平板  
 2 3 液体保持空間  
 2 4 多焦点眼内レンズ (多焦点サンプルレンズ)  
 2 5 相殺レンズ  
 3 1 3 2 ケプラー式アフォーカル光学系 (双眼鏡)  
 3 1 a 3 1 c 3 2 a 3 2 c 正レンズ群  
 3 1 b 3 2 b 正立光学系  
 3 1 p 3 2 p 結像面  
 4 0 屈折型テストピース (多焦点サンプルレンズ)

20

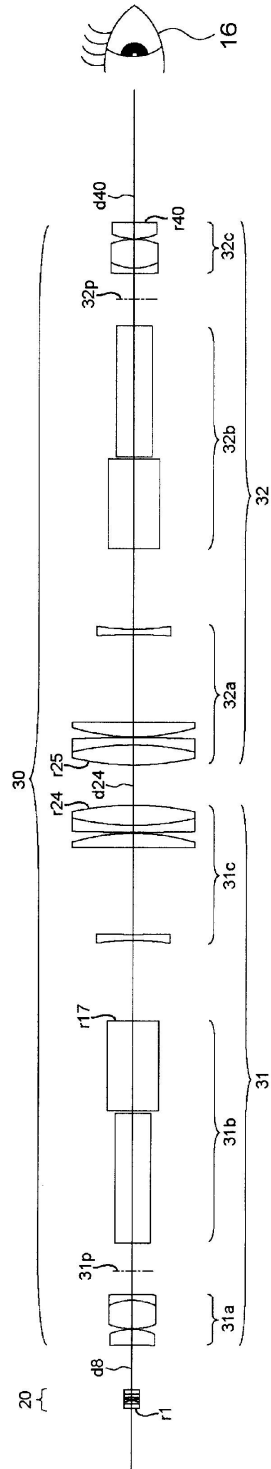
【図 1】



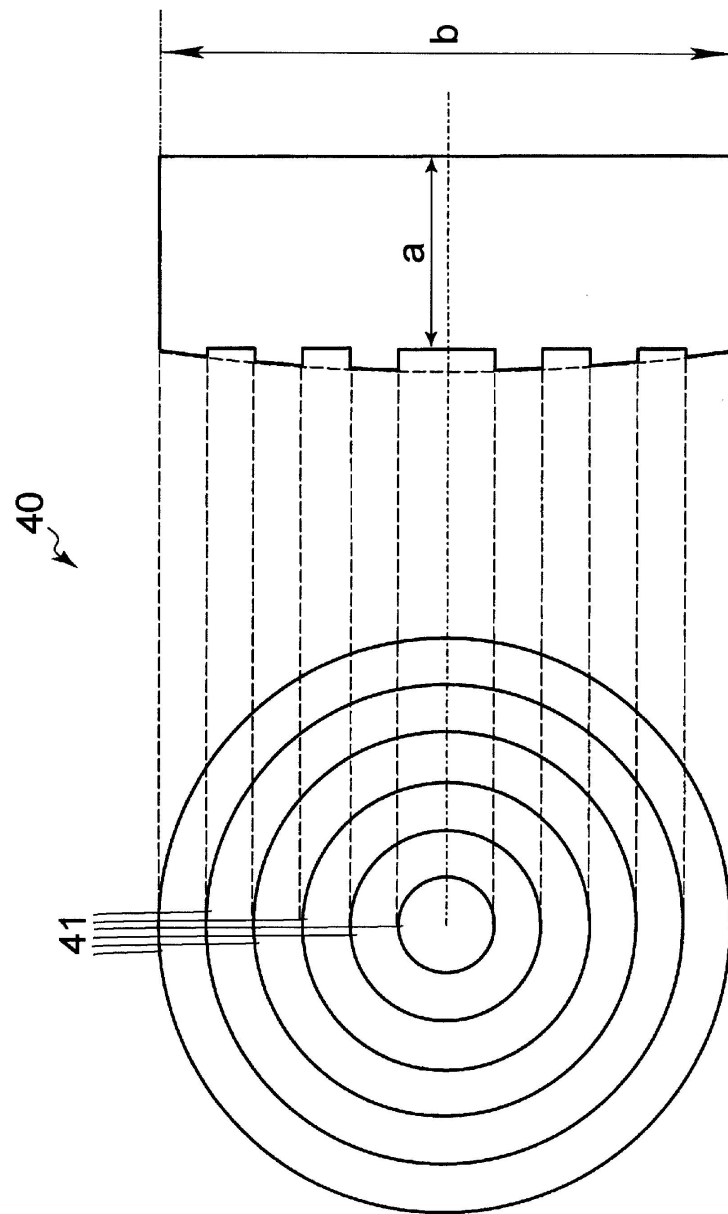
【図 2】



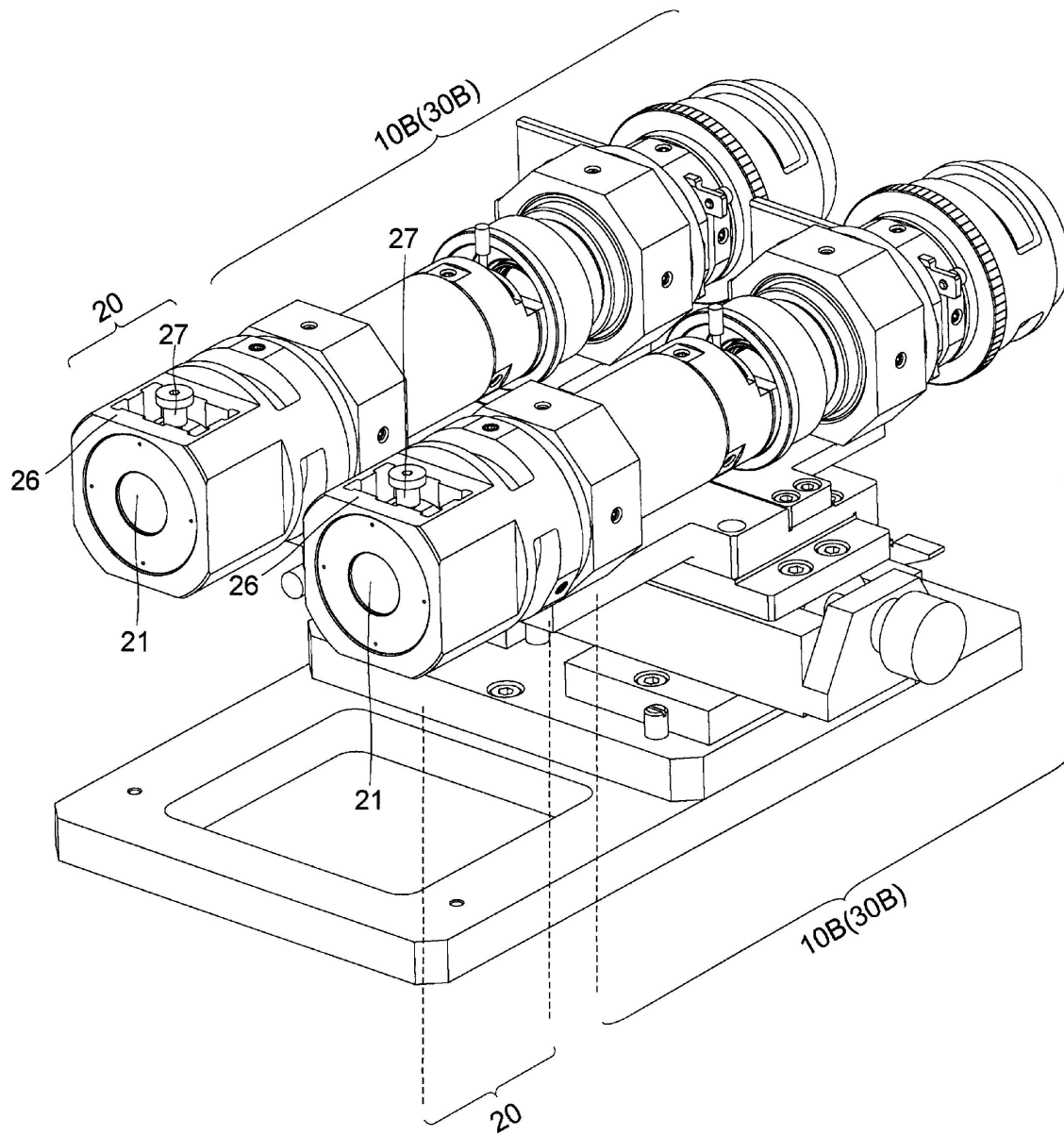
【図 3】



【図 4】



【図5】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
<b>G 0 2 B</b>	<b>13/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G 0 2 B</b>	<b>13/00</b>
<b>G 0 2 B</b>	<b>25/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G 0 2 B</b>	<b>25/00</b> A

(56)参考文献 特開平 1 0 - 1 0 8 8 3 5 ( J P , A )  
 米国特許第 0 5 5 3 2 7 7 0 ( U S , A )  
 特許第 3 8 1 4 0 1 7 ( J P , B 2 )  
 特開平 1 1 - 2 4 9 0 8 5 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 7 - 1 8 7 8 5 6 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 7 - 5 2 7 2 6 3 ( J P , A )  
 特開 2 0 1 3 - 0 1 5 3 4 5 ( J P , A )  
 特開 2 0 1 2 - 0 6 8 5 5 1 ( J P , A )  
 特開 2 0 1 1 - 2 5 0 9 8 1 ( J P , A )  
 高良由紀子、長野斗志克、谷口重雄、小沢忠彦、金子雅信、モデル眼を用いた多焦点眼内レンズ  
 の網膜像の比較、日本眼科学会雑誌、第 9 8 巻、第 1 1 号、p.1091~1096  
 奈良井早苗、新しく開発された模型眼 眼内レンズ眼の評価の試み、あたらしい眼科、メディカ  
 ル葵出版、1993年 4月30日、第10巻、第4号、657 - 661頁  
 塩川安彦、模型眼による眼内レンズのMTF評価、視覚の科学、日本眼光学学会、1994年  
 2月25日、第15巻、第1号、29 - 33頁

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 F	9 / 0 0 7
G 0 2 B	1 3 / 0 0
G 0 2 B	2 3 / 0 2
G 0 2 B	2 3 / 1 8
G 0 2 B	2 5 / 0 0
G 0 2 C	7 / 0 4
G 0 2 C	1 3 / 0 0