

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4917599号
(P4917599)

(45) 発行日 平成24年4月18日 (2012. 4. 18)

(24) 登録日 平成24年2月3日 (2012. 2. 3)

| | | | | | |
|----------------|--------------|-------------------|---------|------|-------|
| (51) Int. Cl. | | F I | | | |
| A 6 1 F | 9/007 | (2006. 01) | A 6 1 F | 9/00 | 5 0 5 |
| G 0 2 C | 7/04 | (2006. 01) | A 6 1 F | 9/00 | 5 1 0 |
| A 6 1 B | 3/10 | (2006. 01) | G 0 2 C | 7/04 | |
| | | | A 6 1 B | 3/10 | Z |

請求項の数 9 (全 18 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2008-519372 (P2008-519372) | (73) 特許権者 | 592075367 |
| (86) (22) 出願日 | 平成18年6月19日 (2006. 6. 19) | | ヴィズイクス・インコーポレーテッド |
| (65) 公表番号 | 特表2009-500072 (P2009-500072A) | | アメリカ合衆国 95051 カリフォル |
| (43) 公表日 | 平成21年1月8日 (2009. 1. 8) | | ニア州・サンタ クララ・セントラル エ |
| (86) 国際出願番号 | PCT/US2006/023820 | | クスプレスウエイ・3400 |
| (87) 国際公開番号 | W02007/005261 | (74) 代理人 | 100096725 |
| (87) 国際公開日 | 平成19年1月11日 (2007. 1. 11) | | 弁理士 堀 明▲ひこ▼ |
| 審査請求日 | 平成21年6月18日 (2009. 6. 18) | (72) 発明者 | ソマニ、シーマ |
| (31) 優先権主張番号 | 11/173, 904 | | アメリカ合衆国カリフォルニア州9503 |
| (32) 優先日 | 平成17年6月30日 (2005. 6. 30) | | 5、ミルピタス、エリー・サークル903 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | (72) 発明者 | イー、キングマン |
| | | | アメリカ合衆国カリフォルニア州9513 |
| | | | 1、サンノゼ、フミア・プレース1913 |
| | | 審査官 | 宮崎 敏長 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 負の高次球面収差による老視矯正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

瞳孔を有する目の老視を治療する装置であって、

出力に接続された処方生成器モジュールを含み、前記目が前記瞳孔を横切って誘導された負の球面収差を有するように、前記処方生成器モジュールが前記目の高次の負の球面収差の老視緩和量を画定し、前記出力はレンズ製造または目矯正アセンブリと通信するように構成される、

ことを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記処方生成器は入力を含み、さらに、

目の感知された収差に対応する複数の屈折ゼルニケ係数を生成する、前記処方生成器の前記入力に接続された波面システムと、

前記目の角膜の方向へレーザエネルギーのパターンを向けることにより、前記目に処方を施すための切除レーザビームを含む、前記レンズ製造または目矯正アセンブリと、

を含み、前記処方生成器は、前記屈折ゼルニケ係数を少なくともひとつの老視緩和ゼルニケ係数と組み合わせ、前記少なくともひとつの老視緩和ゼルニケ係数は前記負の球面収差の老視緩和量に対応する少なくともひとつの高次ゼルニケ係数を含み、前記瞳孔を横切って0.1から0.3マイクロメートルの負の球面収差を前記目に与えるようにする、

ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記処方生成器モジュールは、レンズが前記目に挿入されたとき前記目の光学を変化させるように適応された眼内レンズを同定し、変化した目は前記瞳孔を横切って誘導された負の球面収差を有し、前記出力は、前記目に同定された前記眼内レンズを与えるように眼内レンズソースと通信するよう構成されている、
ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 4】

前記処方生成器は入力をも有し、さらに、

目の感知された収差に対応する複数の屈折ゼルニケ係数を生成する、前記処方生成器の前記入力に接続された波面システムを含み、

前記処方生成器は前記屈折ゼルニケ係数を少なくともひとつの老視緩和ゼルニケ係数と組み合わせ、前記少なくともひとつの老視緩和ゼルニケ係数は前記負の球面収差の老視緩和量に対応する少なくともひとつの高次ゼルニケ係数を含み、前記瞳孔を横切って 0 . 1 から 0 . 3 マイクロメートルの負の球面収差を前記目に与えるようにする、
ことを特徴とする請求項 3 記載の装置。

【請求項 5】

さらに、前記眼内レンズを製造するための眼内レンズ製造装置を含む、
ことを特徴とする請求項 3 記載の装置。

【請求項 6】

前記目が、前記瞳孔を横切って誘導された負の球面収差を有するように、前記処方生成器モジュールは前記目のレーザー誘導変更を同定し、前記出力がレーザー眼科手術アセンブリと通信するよう構成されている、
ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 7】

前記レーザー眼科手術アセンブリは、赤外線レーザー、紫外線レーザー、フェムト秒レーザー、波長多重固体レーザーの少なくともひとつを含む、
ことを特徴とする請求項 6 記載の装置。

【請求項 8】

前記処方生成器は入力をも有し、さらに、

目の感知された収差に対応する複数の屈折ゼルニケ係数を生成する、前記処方生成器の前記入力に接続された波面システムを含み、

前記処方生成器は前記屈折ゼルニケ係数を少なくともひとつの老視緩和ゼルニケ係数と組み合わせ、前記少なくともひとつの老視緩和ゼルニケ係数は前記負の球面収差の老視緩和量に対応する少なくともひとつの高次ゼルニケ係数を含み、前記瞳孔を横切って 0 . 1 から 0 . 3 マイクロメートルの負の球面収差を前記目に与えるようにする、
ことを特徴とする請求項 7 記載の装置。

【請求項 9】

前記目のレーザー誘導変更は、角膜の切開を含む、
ことを特徴とする請求項 6 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光学的矯正に関し、かつ特には、老視及び他の視覚状態を治療し、老視及び他の視覚状態の治療の処方を開発する等のための方法、装置及びシステムを提供する。

【背景技術】

【0002】

老視は、目の調節特性に影響を及ぼす状態である。物体が、若く、適切に機能する目に近付くと、毛様体筋収縮及び小帯弛緩によって、目のレンズ(水晶体)が丸く、又は凸状になることが可能になり、かつそれ故に近距離で焦点を合わせるその光学的力及び能力を増加できる。調節によって、目が、近い物体と、遠い物体の間で焦点を合わせ、かつ再度

10

20

30

40

50

焦点を合わせることが可能になる。

【0003】

老視は、人が年を取ると通常発現し、かつ自然の進行性調節喪失と関連する。老眼は、種々の距離で物体に急速かつ容易に再度焦点を合わせる能力を失い得る。近距離で物体に焦点を合わせる能力の喪失もあり得る。症状は、個人の生涯を通じて進行するが、老視の影響は、通常45歳後に目立つようになる。65歳までに、水晶体は、多くの場合ほぼ全ての弾性を失い、かつ形状を変える限られた能力のみを有する。

【0004】

老視に関連する視力問題の対処として、これまでは読書用眼鏡を個人が使用することにより、目が近い物体に焦点を合わせることと、明瞭な像を維持することを可能にした。このアプローチは、遠視(hyperopia)又は遠視(farsightedness)を治療するそれと類似する。

10

【0005】

老視は、多数の代替的アプローチによっても治療された。多くの老視者は、レンズの一部が遠方視力のために補正され、かつレンズの他の部分が近方視力のために補正された、二重焦点眼鏡を処方される。遠近両用眼鏡を通して下方を凝視する時、個人は、近方視力のために補正されたレンズ部分を通して見る。遠くの物体を眺める時、個人は、遠方視力のために補正された遠近両用眼鏡部分を通して高い所を見る。コンタクトレンズ及び眼内レンズ(IOL)は、例えば(片目が遠方視力のために矯正され、他方の目が近方視力のために矯正される)単眼視力、又は二重焦点か、多焦点レンズによる両側矯正に頼ることによって、老視を治療するために同様に使用された。屈折矯正手術の分野において、切除プロファイルが、多くの場合、目の焦点範囲を受動的に増加させることを目標として、老視を治療するために提案された。

20

【0006】

公知の、及び提案された老視治療方法は、種々の程度の成功を収めたが、いずれも、全ての患者にとって理想的であると証明されなかった。特に、患者の視力(及び彼らの視覚能力への満足感)を低下させることなく視距離範囲を拡大するための処方を発生させることは、難しいはずである。

【0007】

以上に照らして、老視治療のための改良された方法、装置及びシステムを有することが望ましいであろう。一般的に、これらの改良された技術が、目の屈折異常を治療する公知の方法に適合することが、望ましいであろう。理想的には、かかる改良された目の治療アプローチは、老視治療を増加させながら、患者の治療のための複雑さ又は費用を著しく増加させずに、実行することが、比較的容易かもしれない。

30

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、一般的に患者の片目又は両目を治療し、かつ/又はその適切な処方を決定する改良された装置、システム、及び方法を提供する。本発明の技術は、多くの場合、他の視力異常の同時の治療と組み合わせ、老視を扱うことに特に適している。多くの実施態様において、本発明の技術は、患者の片目又は両目の中に高次球面収差を意図的に与える。この球面収差は、多くの場合、瞳孔全体に広がる、制御された量の負の球面収差を含む。好都合には、所望の老視緩和量の高次球面収差は、1つ以上の球面ゼルニケ係数によって定義できる。球面ゼルニケ係数は、目の望ましくない収差を矯正もし、かつ老視の少なくとも部分的な軽減を提供もする、患者の処方を発生させるために、波面収差計から発生するゼルニケ係数と、容易に組み合わせられる。処方、レーザー眼科手術のような屈折矯正手術の技術を使用して、眼内レンズ及び他の移植構造を使用して、コンタクトレンズを使用して、一時的又は永続的な角膜整形技術を使用するなどして目に与えられる。

40

【0009】

第1の側面において、本発明は、目を有する患者の老視を治療する方法を提供する。方

50

法は、目の中で老視緩和量の高次球面収差を引き起こすことを含む。

【 0 0 1 0 】

任意に、引き起こされた球面収差は、目の瞳孔全体に広がり得る。老視緩和量は、瞳孔全体にわたる負の球面収差の約 0.05 から約 0.4 μm の範囲であっても良く、多くの場合約 0.1 から約 0.3 μm の範囲であり、かつ理想的には約 0.15 から約 0.25 μm の範囲である。概して、球面収差は、放射対称性非球性を含む。球面収差は、少なくとも 1 つの有意の放射対称性の高次ゼルニケ多項式係数によって表すことができ、かつ複数の有意の高次ゼルニケ多項式係数に概して対応する。

【 0 0 1 1 】

目の屈折矯正のために、球面収差は、目の波面に対応する複数のゼルニケ係数と組み合わせることができる。老視緩和量の球面収差及び屈折異常矯正処方とは組み合わせることができ、その組み合わせは、角膜を整形すること、目にレンズを挿入すること、角膜の正面にレンズを位置決めすること、レーザ眼科手術、L A S E K、L A S I K、光屈折式角膜整形手術、コンタクトレンズ、強膜レンズ、眼内レンズ、有水晶体 (p h a c i k) 眼内レンズ等によって目の中で誘導される。

【 0 0 1 2 】

幾つかの実施態様において、目の屈折収差は、波面収差計によって測定できる。測定された屈折収差の波面ゼルニケ係数が決定でき、かつ処方は、波面ゼルニケ係数を、老視緩和量の球面収差に対応する少なくとも 1 つの高次ゼルニケ係数と組み合わせることによって患者に対して定義できる。

【 0 0 1 3 】

目の正面に設置される点源の像は、概してぼやけた点である。点源が、角膜に向かって (任意に数学的無限と定義される) 非常に遠い距離から移動すると、像は網膜後方で焦点を合わせることがある。結果として、網膜上に形成される像は、更にぼやけることがある。多くの実施態様において、治療された目にとって、高強度のリングを有する低強度の中心点でなく、低強度の領域によって取り囲まれた比較的強い中心点を有するような点源を結像させることが好ましい。この構成において、網膜上に形成された大きな物体の像は、それがより明確な縁部を有するので、より鮮明になり得る。その目的のために、治療された目は、遠い点源が網膜に焦点の合った点をもたらす、かつより強いコアと、薄暗い周縁部タイプの像が、目のレンズ及び網膜の間に距離を置いて形成するように構成できる。治療された目は、調節を用いることなく、網膜上に焦点の合った遠距離の物体と、近距離の物体が、比較的鮮明な像を網膜上に形成することが分かる。かかる目の網膜上にかかる物体の像は、目の残余調節を利用することによって、更に焦点を合わせることができ

【 0 0 1 4 】

多くの実施態様において、老視緩和量の球面収差は、識別され、かつ老視処方は、識別された量の球面収差を提供するように決定される。老視緩和量の球面収差は、決定された老視処方を目に重ねることによって誘発できる。

【 0 0 1 5 】

もう 1 つの側面において、本発明は、瞳孔を有する目を有する患者における老視を治療する方法を提供する。方法は、目の屈折を変化させ、変化させた目が、瞳孔全体にわたる約 0.1 から約 0.3 μm の範囲で高次の負の球面収差を有し、老視の影響が緩和されるようにすることを含む。

【 0 0 1 6 】

もう 1 つの側面において、本発明は、瞳孔を有する患者の目のための老視治療を計画する方法を提供する。複数のゼルニケ多項式係数は、目の測定された収差に対応する。方法は、ゼルニケ多項式係数を、老視緩和の負の球面収差の少なくとも 1 つの高次ゼルニケ多項式係数と組み合わせることによって目の処方を導くことを含む。

【 0 0 1 7 】

更にもう 1 つの側面において、本発明は、老視を治療するシステムを提供する。システムは、出力に連結された処方発生モジュールを含む。処方発生モジュールは、目の老視緩

10

20

30

40

50

和量の高次球面収差を定義する。出力は、レンズ製造又は修正アセンブリへの通信のために構成される。

【 0 0 1 8 】

概して、処方発生器は、波面システムに連結された入力をもつ。波面システムは、目の測定された収差に対応する複数の屈折ゼルニケ係数を発生させる。レンズ製造アセンブリは、システムの一部を同様に含むことができ、代表的なレンズ製造アセンブリは、目の角膜にレーザエネルギーのパターンを向けることによって、目に処方を与える切除レーザを含む。処方発生器は、屈折波面矯正を、老視緩和の波面修正と組み合わせることができる。幾つかの実施態様において、処方発生器は、屈折ゼルニケ係数を、少なくとも1つの老視緩和のゼルニケ係数と組み合わせることができる。少なくとも1つの老視緩和のゼルニケ係数は、老視緩和量の球面収差に対応する少なくとも1つの高次ゼルニケ係数を含むことができる。このことは、目全体にわたる約 $0.1 \sim 0.3 \mu\text{m}$ の負の球面収差を目に提供し得る。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

本発明は、一般的に患者の片目又は両目を治療する（及び/又は治療を計画する）装置、システム、及び方法を提供する。本発明は、カスタマイズされた又は一般的な老視緩和形状を提供し、かつ本発明の実施態様は、既存のレーザシステム、波面測定システム、並びにその他の光学測定及び屈折矯正装置、システム及び技術との使用に容易に適合できる。本発明のシステム、ソフトウェア及び方法は、主としてレーザ眼科手術システムとの関連で記載されるが、本発明が、眼鏡レンズ、眼内レンズ、コンタクトレンズ、角膜輪インプラント、膠原角膜組織熱リモデリング等のような代替的な眼科治療装置、処置及びシステムにおける使用に適し得ることが理解されるべきである。

20

【 0 0 2 0 】

ここで、図1を参照すると、レーザ眼科手術システム10は、レーザビーム14を生成するレーザ12を含む。レーザ12は、患者Pの目Eにレーザビーム14を向けるレーザ送達光学部品16に光学的に連結される。送達光学部品支持構造（明確にするため、ここでは図示せず）は、レーザ12を支持するフレーム18から伸長する。顕微鏡20は、送達光学部品支持構造に取り付けられ、顕微鏡は、多くの場合、目の角膜を結像させるために使用される。

30

【 0 0 2 1 】

レーザ12は、一般的にエキシマレーザを含み、理想的には、約 193 nm の波長を有するレーザ光パルスを生成するアルゴン-フッ素レーザを含む。レーザ12は、好ましくは、レーザ送達光学部品16を介して送達されるフィードバック安定化フルエンスを患者の目に提供するように設計される。本発明の実施態様はまた、代替的紫外又は赤外放射源、特に目の隣接組織及び/又は下層組織に著しい損傷を引き起こすことなく、制御可能に角膜組織を切除するように構成される放射源により有用であり得る。幾つかの代替的な実施態様において、レーザビーム源は、開示全体が参考として本明細書に組み込まれる、特許文献1および2（Linの米国特許第5520679号及び第5144630号）、特許文献3（並びにMeadの第5742626号）に記載されたように、 $193 \sim 215 \text{ nm}$ の波長を有する固体レーザ源を用いることがある。他の実施態様において、レーザ源は、開示全体が参考として本明細書に組み込まれる、Telfairの特許文献4および5（米国特許第5782822号及び第6090102号）に記載されたような赤外レーザを含む。それ故にエキシマレーザは、実例となる切除ビーム源であるが、他のレーザが本発明において使用されても良い。

40

【特許文献1】米国特許第5520679号明細書

【特許文献2】米国特許第5144630号明細書

【特許文献3】米国特許第5742626号明細書

【特許文献4】米国特許第5782822号明細書

【特許文献5】米国特許第6090102号明細書

50

【 0 0 2 2 】

レーザ 1 2 及びレーザ送達光学部品 1 6 は、一般的にコンピュータシステム 2 2 の指示下で、患者 P の目にレーザビーム 1 4 を向ける。コンピュータシステム 2 2 は、多くの場合、角膜の所定の彫刻を実施して目の屈折特徴を変えるように、レーザビーム 1 4 を選択的に調整してレーザエネルギーのパルスに角膜の部分を曝露する。多くの実施態様において、レーザ 1 2 とレーザ送達光学系 1 6 の両方は、所望のレーザ形成プロセスを実施するために、コンピュータシステム 2 2 の制御下であり、コンピュータシステムは、レーザパルスのパターンを実施（及び任意に修正）する。パルスのパターンは、治療表の形状で有形の媒体 2 9 の機械読み取り可能なデータ内に要約され得る。

【 0 0 2 3 】

当業者に当然理解されるように、追加の部品及びサブシステムが、レーザシステム 1 0 に含まれても良い。例えば、開示全体が参考として本明細書に組み込まれる、米国特許第 5 6 4 6 7 9 1 号に記載されたように、レーザビーム内のエネルギー分布を制御するために、空間及び/又は時間積分器が含まれても良い。レーザ手術システムの切除流出物排出器/フィルタ、吸引器、及び他の補助部品は、当該技術分野において公知である。レーザ・切除処置を実行するための適切なシステムの更なる詳細は、開示全体が参考として本明細書に組み込まれる、同一出願人による特許文献 6 ないし 1 5（米国特許第 4 6 6 5 9 1 3 号、第 4 6 6 9 4 6 6 号、第 4 7 3 2 1 4 8 号、第 4 7 7 0 1 7 2 号、第 4 7 7 3 4 1 4 号、第 5 2 0 7 6 6 8 号、第 5 1 0 8 3 8 8 号、第 5 2 1 9 3 4 3 号、第 5 6 4 6 7 9 1 号、第 5 1 6 3 9 3 4 号）に見られる。適切なシステムには、Alcon、Bausch & Lomb、Nidek、WaveLight（商標）、LaserSight（商標）、Schwind、Zeiss Meditec 等により製造及び/又は販売されるような、市販の屈折レーザーシステムを含む。

【特許文献 6】米国特許第 4 6 6 5 9 1 3 号明細書

【特許文献 7】米国特許第 4 6 6 9 4 6 6 号明細書

【特許文献 8】米国特許第 4 7 3 2 1 4 8 号明細書

【特許文献 9】米国特許第 4 7 7 0 1 7 2 号明細書

【特許文献 1 0】米国特許第 4 7 7 3 4 1 4 号明細書

【特許文献 1 1】米国特許第 5 2 0 7 6 6 8 号明細書

【特許文献 1 2】米国特許第 5 1 0 8 3 8 8 号明細書

【特許文献 1 3】米国特許第 5 2 1 9 3 4 3 号明細書

【特許文献 1 4】米国特許第 5 6 4 6 7 9 1 号明細書

【特許文献 1 5】米国特許第 5 1 6 3 9 3 4 号明細書

【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明のレーザ手術システム 1 0 によって使用できる代表的なコンピュータシステム 2 2 の簡略化したブロック図である。コンピュータシステム 2 2 は、概してバスサブシステム 5 4 を介して多数の周辺装置と通信し得る少なくとも 1 つのプロセッサ 5 2 を含む。これらの周辺装置は、メモリサブシステム 5 8 及びファイル記憶サブシステム 6 0 を含む記憶サブシステム 5 6 と、ユーザインタフェース入力装置 6 2 と、ユーザインタフェース出力装置 6 4 と、ネットワークインタフェースサブシステム 6 6 とを含み得る。ネットワークインタフェースサブシステム 6 6 は、外部ネットワーク 6 8 及び/又は波面測定システム 3 0 のような他の装置へのインタフェースを提供する。

【 0 0 2 5 】

ユーザインタフェース入力装置 6 2 は、キーボードと、マウス、トラックボール、タッチパッド、又はグラフィックタブレットのようなポインティング装置と、スキャナと、フットペダルと、ジョイスティックと、ディスプレイに組み込まれたタッチスクリーンと、音声認識システムのような音声入力装置と、マイクロホンと、他のタイプの入力装置とを含み得る。ユーザ入力装置 6 2 は、多くの場合、本明細書に記載された方法の何れかを実現する有形記憶媒体 2 9 から、コンピュータ実行可能なコードをダウンロードするために使用される。一般的に、用語「入力装置」の使用は、コンピュータ・システム 2 2 に情

10

20

30

40

50

報を入力するための種々の従来の、及び独自の装置及び方法を含むことが意図される。

【 0 0 2 6 】

ユーザインターフェース出力装置 6 4 は、ディスプレイサブシステム、プリンタ、ファックス機、又は音声出力装置のような非視覚的ディスプレイを含み得る。ディスプレイサブシステムは、陰極線管 (C R T)、液晶ディスプレイ (L C D) のようなフラットパネル装置、投影装置等であっても良い。ディスプレイサブシステムはまた、音声出力装置を介するなどの非視覚的ディスプレイを提供できる。一般的に、用語「出力装置」の使用は、コンピュータシステム 2 2 からの情報をユーザに出力するための種々の従来の、及び独自の装置及び方法を含むことが意図される。

【 0 0 2 7 】

記憶サブシステム 5 6 は、本発明の種々の実施態様の機能性を提供する基本プログラミング及びデータ構造を記憶する。例えば、本明細書に記載するように、本発明の方法の機能性を実施するデータベース及びモジュールは、記憶サブシステム 5 6 内に記憶できる。これらのソフトウェアモジュールは一般的に、プロセッサ 5 2 により実行される。分散環境において、ソフトウェアモジュールは、複数のコンピュータシステムに記憶でき、かつ複数のコンピュータシステムのプロセッサにより実行できる。記憶サブシステム 5 6 は、概してメモリサブシステム 5 8 と、ファイル記憶サブシステム 6 0 とを含む。

【 0 0 2 8 】

メモリサブシステム 5 8 は通常、プログラム実行中に命令及びデータを記憶するための主ランダムアクセスメモリ (R A M) 7 0、及び固定命令が記憶される読み取り専用メモリ (R O M) 7 2 を含む多数のメモリを含む。ファイル記憶サブシステム 6 0 は、プログラム及びデータファイルのための永続的 (不揮発性) 記憶を提供し、かつ波面センサデータ、波面勾配、波面高度マップ、治療マップ及び / 又は切除表を任意に実現できる有形記憶媒体 2 9 (図 1) を含むことができる。ファイル記憶サブシステム 6 0 は、ハードディスクドライブ、フロッピー (登録商標) ディスクドライブと付随するリムーバブル媒体、コンパクトデジタル読み取り専用メモリ (C D - R O M) ドライブ、光学ドライブ、D V D、C D - R、C D - R W、固体リムーバブルメモリ、及び / 又は他のリムーバブル媒体カートリッジ若しくはディスクを含むことができる。ドライブの 1 つ以上は、コンピュータシステム 2 2 に連結された他の場所で、他の接続されたコンピュータ上の遠隔位置に位置できる。本発明の機能性を実施するモジュールは、ファイル記憶サブシステム 6 0 により記憶できる。

【 0 0 2 9 】

バスサブシステム 5 4 は、コンピュータシステム 2 2 の種々の部品及びサブシステムを、意図した通りに互いに通信させるメカニズムを提供する。コンピュータシステム 2 2 の種々のサブシステム及び部品は、同じ物理的位置にある必要は無く、分散ネットワーク内の種々の位置に分布し得る。バスサブシステム 5 4 は、単一バスとして概略的に示されているが、バスサブシステムの代替的实施態様は、複数のバスを利用することがある。

【 0 0 3 0 】

コンピュータシステム 2 2 自体は、パーソナルコンピュータ、ポータブルコンピュータ、ワークステーション、コンピュータ端末、ネットワークコンピュータ、波面測定システム又はレーザー手術システムの制御システム、メインフレーム、又は何らかの他のデータ処理システムを含む種々のタイプのものであっても良い。コンピュータ及びネットワークの、常に変化する性質のために、図 2 に示すコンピュータシステム 2 2 の記載は、本発明の一実施態様を例示するための例のみを表している。図 2 に示すコンピュータシステムとおよそ同数の部品を有する、コンピュータシステム 2 2 の多くの他の構成が可能である。

【 0 0 3 1 】

ここで図 3 を参照すると、波面測定システム 3 0 の一実施態様が、簡略化した形状で概略的に示される。ごく一般的に言うと、波面測定システム 3 0 は、患者の眼を出る波面の局所傾斜を感知するように構成される。H a r t m a n n - S h a c k の原理に基づく装置は、一般的に目の瞳孔全体にわたる傾斜をサンプリングするレンズレットアレイを含む

10

20

30

40

50

。その後、局所傾斜は、多くの場合ゼルニケ多項式展開法を使用して、波面表面又はマップを再構築するために分析される。

【 0 0 3 2 】

より具体的には、1つの波面測定システム30は、レーザーのような光源32を含み、それが網膜Rの表面上に像44を形成するために、目Eの屈折組織34を通して源の像を投影する。網膜Rからの像は、目の屈折システム(例えば屈折組織34)により伝送され、かつシステム光学部品37により波面センサ36上に結像する。波面センサ36は、光学組織34の光学誤差の測定及び/又は光学組織切除治療プログラムの決定のためにコンピュータシステム22'に信号を伝達する。コンピュータ22'は、図1及び図2に示すコンピュータシステム22と同じ又は類似するハードウェアを含み得る。コンピュータシステム22'は、レーザー手術システム10に命令するコンピュータシステム22と通信し得るか、又は波面測定システム30及びレーザー手術システム10のコンピュータシステム部品の幾つか又は全部が、組み合わされるか、又は分離されても良い。所望であれば、波面センサ36からのデータは、有形媒体29を介して、I/Oポートを介して、イントラネット又はインターネットのようなネットワーク接続66を介して等によりレーザーコンピュータシステム22に伝送できる。

10

【 0 0 3 3 】

波面センサ36は、一般的にレンズレットアレイ38と、像センサ40とを含む。網膜Rからの反射光は、光学組織34を通して伝送され、かつ像センサ40の表面に結像し、かつ目の瞳孔Pは、レンズレットアレイ38の表面に同様に結像する。レンズレットアレイは、伝送された光ビームをビームレット42のアレイに分離し、かつ(システムの他の光学部品と組み合わせて)分離されたビームレットをセンサ40の表面に結像させる。センサ40は、概して電荷結合素子又は「CCD」を含み、かつ光学組織34の関連領域の特性を決定するために使用できる、これらの個別のビームレットの特性を感知する。特に、像44が光の点又は小スポットを含む場合、ビームレットにより結像するような伝送スポットの位置は、光学組織の関連領域の局所勾配を直接、示すことができる。

20

【 0 0 3 4 】

目Eは、一般的に前方向ANTと後方向POSを定義する。光源32は、一般的に図3に示すように、光学組織34を通して網膜R上に後方向に光を送る。光学組織34は、再度、網膜から前方向に波面センサ36に向けて反射された光を伝送する。網膜R上に実際に形成される像44は、像源が最初に光学組織34によって伝送される時、目の光学系のいかなる欠陥によっても歪み得る。任意に、像投射光学部品46は、像44のいかなる歪みも減少させるように構成されるか、又は減少させることに適している。

30

【 0 0 3 5 】

幾つかの実施態様において、投射光学部品46は、光学組織34の球面誤差及び/又は円柱誤差を補正することによって、低次光学誤差を減少させ得る。光学組織の高次光学誤差はまた、変形可能鏡のような適応光学系の使用によって、補正できる。像44で点又は小スポットを網膜R上に画定するように選択される光源32の使用によって、波面センサ36により提供されるデータの分析が容易になり得る。特定の光源構造にかかわらず、網膜R上に、明確、かつ正確に形成された像44を有することが一般的に有益である。

40

【 0 0 3 6 】

波面データは、Hartmann-Shackセンサ像の像スポット分析から得られるx及びy波面勾配値と、瞳孔カメラ51(図3)の像により測定されるHartmann-Shackレンズレットアレイの公称中心からのx及びy瞳孔中心オフセットとを含む、2つの別個のアレイにおいて、コンピュータ読み取り可能媒体29又は波面センサシステム30のメモリ内に記憶できる。かかる情報は、目の波面誤差に関する全ての入手可能な情報を含むことができ、かつ波面又はその所望の部分の再構築のために概して十分である。かかる実施態様において、Hartmann-Shack像を2回以上再処理する必要はないであろうし、かつ勾配アレイを記憶するために必要なデータスペースは大きくはない。例えば、直径8mmの瞳孔の像を調節するために、20×20サイズ(即ち40

50

0素子)のアレイで多くの場合十分である。認識されるように、別の実施態様において、波面データは、単一のアレイ又は複数のアレイとして、波面センサシステムのメモリに記憶できる。

【0037】

本発明の実施態様は、一般的に、像44の感知に関して記載されるが、一連の波面センサデータ読み取りができることを、理解すべきである。例えば、時系列の波面データ読み取りは、眼球組織収差のより正確な全体的決定を提供するために役立つことがある。眼球組織は、短期間で形状が変化し得るので、複数の時間的に分離された波面センサ測定は、屈折矯正処置のベースとして光学特性の単一のスナップショットに依存することを回避できる。種々の構成、位置、及び/又は方向での目に対する目の波面センサデータを得ることを含む、なおも更なる代替案がまた利用可能である。例えば、開示全体が参考として本明細書に組み込まれる、特許文献16(米国特許第6004313号)に記載されたように、患者は、多くの場合、固定標的に焦点を合わせることにより、波面測定システム30との目の位置合わせを維持することに役立つ。その参考文献に記載されたように固定標的位置を変化させることにより、目の光学特性は、目が変動する距離及び/又は角度で視野を結像するために調節又は適合する間に決定できる。

【特許文献16】米国特許第6004313号明細書

【0038】

ここで図4を参照すると、老視を治療する方法は、図3に概略的に示すもののような、波面センサを使用する、目の波面測定を一般的に含む。多くの実施態様において、波面のゼルニケ係数は決定される(106)。波面及びゼルニケ係数は、目の光学収差を矯正するように、屈折処方直接決定するために使用できる。公知の波面に基づく光学矯正は、多くの場合、目が治療後に正視であるように、目の全ての光学収差を矯正又は補償しようと努める。

【0039】

代表的な方法(102)においては、正視眼を提供するように処方を開発するよりも、老視緩和の高次球面収差が決定される(108)。この所望の球面収差は、波面からのゼルニケ係数と共に、処方を決定するために使用され(110)、処方、一般的に他の高次及び標準屈折異常を矯正する一方、治療された目を所望の球面収差を有するようにする。次に処方は、図1に示したようなレーザ眼科手術システムを任意に使用して、目に与えられる(112)。

【0040】

波面測定は、種々の市販のシステムを使用して行うことができ、代表的な波面測定システムには、カリフォルニア州サンタクララのVISX, Incorporatedから入手可能なVISX WaveScan(商標)システムを含む。代替的な波面測定システムには、例えば特許文献17(米国特許第6271915号)に記載されるものを含む。なおも更なる代替的な波面測定システムを用いることができ、好ましいシステムは、上記のように、網膜から目の屈折組織を通して伝送された光を使用して波面を測定する。

【特許文献17】米国特許第6271915号明細書

【0041】

代表的な老視緩和方法(102)は、波面のゼルニケ係数を決定する(106)が、代替的な方法は、波面を定義するために、種々の代替的な数学的枠組みのいずれも使用できる。例えば、直接的な波面に基づく角膜切除治療処方は、開示全体が参考として本明細書に組み込まれる、米国特許出願第10/006992号に記載されたような方法及びシステムを使用して導くことができる。開示全体が参考として本明細書に同様に組み込まれる、米国特許出願第10/872107号に記載された技術を含む、フーリエ変換及び直接積分を使用する波面再構築もまた用いることができる。ともかく、波面再構築は、一般的に少なくとも若干量の目の不規則収差に対応する。処方の基本を、少なくとも部分的にかかる不規則収差に置くことによって、本明細書に記載された治療は、少なくとも20/20か、それ以上の視力を提供でき、場合により20/20を超える視力を、多くの場合老

10

20

30

40

50

視緩和と共に提供する。

【 0 0 4 2 】

多数のアプローチが、所望の老視緩和の高次球面収差を決定する(108)ために用いることができる。本明細書において使用されるように、高次球面収差は、標準近視及び遠視以外の球面収差を包含する。所望の球面収差は、実験によるデータ、屈折組織の単純又は複雑なモデル等に基づき決定できる。波面再構築が、ゼルニケ係数を含む時、所望の老視緩和の球面収差は、 $Z(2, 0)$ 、 $Z(4, 0)$ 、 $Z(6, 0)$ 項等のような放射対称性ゼルニケ多項式展開係数として好適にモデル化できる。他の実施態様において、所望の球面収差の異なる数学的定式化を用いることができる。

【 0 0 4 3 】

波面再構築106及び老視緩和の球面収差(108)が、ゼルニケ多項式を使用して定義された時、組み合わされた処方(110)は、波面誤差を別の方法で矯正しながら、適切な非球性を目に重ねることによって直接計算できる。このことは、適切な多項式の項を測定された波面に足す又は引くことと同じように簡単であり得る。他の再構築技術が用いられる場合、又は所望の老視緩和の球面収差が、波面再構築のそれと異なる数学の項において定義される場合、組み合わされた処方を決定するための更に複雑な分析アプローチを用いることができる。

【 0 0 4 4 】

一旦所望の処方が、決定されると(110)、その処方は、多種多様な代替的な屈折変更アプローチのいずれかを使用して、目に与えられる(112)。例えば、カスタムコンタクトレンズが、レーザ切除されるか、又は他の方法で形成でき、眼内又は有水晶体レンズが、レーザ又は他の彫刻技術によって成形でき、レーザ又は他の加熱方法を使用する選択的角膜膠原収縮を用いることができる等である。ともかく、多くの実施態様において、所望の球面収差は、治療が完了した後、かつ多くの場合何らかの関連する治癒がなされた後、患者の瞳孔全体に広がる。

【 0 0 4 5 】

老視を緩和するために、所望の高次球面収差を決定する(108)方法を検討すると、ヒトの目は、一般的に角膜、水晶体及び硝子体液を含む複数の屈折要素を有する。図5で概略的に示すように、物体は、その物体の鮮明な像が網膜R上に形成される時に、焦点が合って見られる。物体の焦点が合って見える距離範囲は、少なくとも部分的に水晶体の調節によって決まる。レンズ(水晶体)の調節が小さいか、又は無視できる(このことは、人が年を取ると起こり得る)とすると、眺められた物体は、最高の視距離から離れると、ぼんやりと見える。視距離の変化による像特性の変化は、網膜の前及び/又は後の焦点距離又は像焦点面の変化による像特性の変化に同様に関連し得る(かつ対応し得る)。物体がぼんやりするようになる率は、目及び瞳孔直径の光学的性質次第によって決まる。焦点距離の変化によって像がぼやけることは、目に適切な光学的矯正を適用することによって減少できる。所望の矯正は、一般的に本明細書において、レーザ切除を使用して角膜に適用されるとして記載されるが、他の屈折治療様式が(例えば、コンタクトレンズ又は強膜レンズを使用して)角膜の前、又は(眼内レンズ等を使用して)角膜の後で屈折を変更できる。

【 0 0 4 6 】

球面収差は、光学系の放射対称性収差であり、瞳孔の異なる部分を通過する光を角膜からの異なる距離で焦点合わせさせ得る。従って、点光源の像は、ぼやけたスポット等になり得る。光軸に沿った(それぞれ瞳孔の中心領域及び瞳孔の周縁領域内で結像するような)近軸及び周縁像の相対位置は、球面収差の符号を決定できる。光学系の近軸焦点長が、周縁焦点距離より短い時、球面収差は負の符号を有し、かつ光学系の近軸焦点長が、周縁焦点距離より長い時、球面収差は正符号を有する。

【 0 0 4 7 】

ヒトの目は、目の波面測定(104)において一般的に識別されるように、概して少量の球面収差を有する。術後の目及び/又は病的な目は、有意な量の球面収差を有すること

10

20

30

40

50

がある。網膜像の質は、球面収差の大きさ又は量と、球面収差の符号との両方によって決まり得る。以下に記載されるように、負の球面収差はより良好な焦点深度を提供でき、かつそれ故により望ましい老視緩和能力を提供できる。

【 0 0 4 8 】

ここで図 5 を参照すると、目の簡略化された分析モデル 1 2 0 は、老視緩和の高次球面収差を決定する際に有用であり得る。図 5 に示したモデルは、カリフォルニア州サンディエゴの Z E M A X Development Corporation から市販されているソフトウェアを使用して開発された Z E M A X (商標) 光学設計ソフトウェアモデルを含む。目のモデル 1 2 0 は、単一の円錐定数によって平坦な非球面としてモデル化できる前方角膜 1 2 2 を含む。換言すると、モデルの角膜 1 2 2 は、非球面にするために、加えられる偶数次の放射項 (radial terms) を有する楕円体を含む。使用される放射項は、前方角膜に関して 8 次までを含むことができる。放射非球面項の中央曲率、円錐定数及び係数は、目の球面収差がこれらのパラメータを調整することによって変化できるように、モデル 1 2 0 において可変であっても良い。

10

【 0 0 4 9 】

目のモデル 1 2 0 を使用して、円内エネルギー、選択された周波数での変調伝達関数 (M T F)、及び幾何学的点広がり関数 (P S F) は、様々な球面収差及び物体の距離に対して像の質を評価するために計算できる。多染性計算は、光の複数の波長を使用して、多くの場合、 $0.45 \mu\text{m}$ 、 $0.55 \mu\text{m}$ 及び $0.65 \mu\text{m}$ 光のような、光の 3 つ以上の波長を使用して実行できる。 0.04 、 1 及び 0.35 の加重係数がそれぞれ、以上に特定された波長に適用できる。瞳孔の大きさは、若干の分析において変化し得るが、少なくとも幾つかの下記の計算は、単一の 6 mm の入射瞳孔の大きさによってなされ、結像した物体は、モデルの目の光軸に位置決めされる。

20

【 0 0 5 0 】

ここで図 6 を参照すると、幾何学的点広がり関数は、図 5 のモデルの目に関して、種々の球面収差 $S A$ で計算された。物体、及び具体的には光点源は、目からの無限距離 ($V = 0 D$) 及び 2 メートル ($V = 0.5 D$) でモデル化された (式中、 V は両眼転導である)。図 6 は、約ゼロ、 $-0.2 \mu\text{m}$ 、及び $+0.21 \mu\text{m}$ の球面収差 $S A$ を有するモデルの目の幾何学的点広がり関数の断面をグラフにより示す。図 6 のグラフで、水平又は x 軸は、網膜上の位置を μm で表し、距離は、目の光軸から測定される。網膜上の $1 \mu\text{m}$ の長さは、角膜レンズの中心で、約 0.2 分角の角度の範囲のものである。

30

【 0 0 5 1 】

幾何学的点広がり関数 (P S F) ピークは、球面収差が ほとんど存在しない、又は球面収差が存在せず、かつ物体が無限距離にある場合に、最も高い。しかしながら、このモデルの目の点広がり関数は、物体が目付近につれて急速に広がり、 $0.5 D$ の両眼転導での実質的にゼロ球面収差モデルが、遙かに低いピーク高さを有する。対照的に、両眼転導の変化によるピーク高さの変化は、負の球面収差 ($S A = -0.2$ 、 $V = 0 D / 0.5 D$) を有するモデルの目に関して、著しく小さい。ピーク高さ変化の減少と共に、負の球面収差を有するモデルの目は、物体が無限距離から 2 メートルに移動すると (換言すれば、両眼転導 V が 0 から $0.5 D$ に変化すると)、より局所化された状態に留まる点広がり関数を有する。

40

【 0 0 5 2 】

ここで図 7 を参照すると、通過焦点スポット図 1 3 0 のアレイは、目が種々の量の球面収差を有し、かつ像平面が角膜からの種々の距離にある時の点源の像をグラフにより示す。通過焦点スポット図は、球面収差を有さない 又はほとんど有さない 目、 $S A = 0$ 、負の球面収差を有する目、 $S A = -0.2$ 、及び正の球面収差を有する目、 $S A = +0.2$ に提供される。アレイ 1 3 0 の底部に沿って現れる数は、関連する通過焦点スポット図が分析される光軸に沿った距離を示し、「 0 」位置は、(無限 1 3 2 に関する最高焦点面によって示されるような) 概して網膜 R に位置する、最高焦点位置にある。アレイ右側の正の数は、最高焦点位置から測定された角膜からより遠い距離を示し、他方でアレイ左側の負

50

の数は、目のモデルの角膜レンズにより近い位置を表す。点源が目に無限に近づくにつれて、（調節しない目の）網膜での像は、矢印方向134で変化する。それ故に、網膜で形成される点源の像は、中心スポットのより左側でのスポット図である。測定は、 μm で示す。

【0053】

アレイの頂部に沿って示すように、最高焦点スポットの大きさは、 $SA = 0$ の場合に最小である。負の球面収差に関して、スポット図が、（最高近軸焦点位置よりも角膜に近い結像距離で）アレイ左側で比較的高強度の中心領域を含み、他方でこの同じモデルが、（最高近軸焦点位置からのより大きな距離で）アレイ右側により均等に広がるスポット図を有することに注意。この特徴は、球面収差が正の場合に逆転し、スポットは、（より大きな距離で）アレイ右側に強い中心領域を有し、他方で正の球面収差は、アレイ左側に向かってより近い焦点距離でスポットの均等な広がりをもたらす。

10

【0054】

薄暗い周縁尾部とともに比較強い中心領域を有することは、スポット周縁部で均等な分布又は高強度を有するスポット図と比較してより鮮明な像を作り得る。その上、（角膜により近い、かつ/又は図7のアレイ左側に沿った）網膜正面の焦点距離で強い中心スポットを有することは、有用であり得る。更に具体的には、物体がかかる目に接近する時、網膜上の像は、より鮮明である。その上、目は、網膜上で均等に鮮明な像に焦点を合わせるように（いずれかの残余調節を使用して）調節できることがある。点源が、網膜の後方に位置する強い中心スポットを発生させるならば、近い物体の像は、より不鮮明である。従って、目に残るいかなる調節能力も、患者が強い中心領域を焦点に運ぶことを補助できるので、アレイ130の中間列を横切る負の球面収差の通過焦点スポット図は、長い焦点深度を提供することによって利点を提供するよう見える。更に、かかる負の球面収差を有する（種々の距離による）網膜スポットの大きさの変化は、正の球面収差の場合に関するよりも、かつ/又はゼロ球面収差の場合の、スポットの大きさの対応する実質的な変化よりも小さくなり得る。

20

【0055】

ここで図8を参照すると、50サイクル/mmでの変調伝達関数(MTF)が、焦点からの距離の関数として示される。図7の通過焦点スポット図がそうであったように、変調伝達関数は、ゼロ球面収差の場合の焦点周囲で最高であり得る。しかしながら、焦点よりも小さい距離に関して（かつここでもまたx軸に沿って負の値を有する、また角膜により近い距離に関して）、負の球面収差を有するモデルの目のMTFは、増加し、かつ最高焦点からのシフトが50 μm よりも大きい時に、ゼロ球面収差の場合に関して変調伝達関数値を実際に超える。

30

【0056】

目が調節を有さない（事実上固定レンズを有する）とすると、物体が無限に設置されるか、又は目に近付くならば、像の位置又は焦点は、角膜から及び/又は網膜から離れる。このことは、網膜の位置が、最高の像位置よりも角膜に近くなり得ることを意味する。換言すれば、網膜は、物体が目の近くに設置されると、焦点からの負のシフト距離で置かれ得る。かかる状況において、負の球面収差の目のMTFは、物体が目に近付く時、変調伝達関数が、より遅く変化し、かつ適度な（及び多くの場合許容可能な）レベルに留まるので、実質的にゼロ球面収差の目、又は正の球面収差の目よりも良くなり得る。

40

【0057】

ここで図9を参照すると、（SAはまた μm で特定される）種々の球面収差に対する円内エネルギー、及び（また両眼転導で特定され、 $V = 0$ が無限での物体であり、かつ $V + 0.5D$ が目から2メートルでの物体である）物体位置が示される。この円内エネルギーのグラフは、適切な質の負の球面収差が、PSF及びMTFに関して以上に記載されたものと類似した利点を提供し得ることを示す。更に具体的には、図9のグラフィックデータは、示された両眼転導距離で、光軸に設置される多染性点源のために計算される幾何学的な円内エネルギーの図表を示す。比較のために、回折限界光学系のグラフも示される。図

50

9によれば、物体が無限から2メートルまで移動すると、全エネルギーの所与の割合を包含する半径は増加する。半径の変化は、球面収差が負の時に小さく、かつ球面収差が正の時に大きい。

【0058】

以上は、適切な負の球面収差を有する目が、大きな焦点深度を提供できることを示す。従って、かかる負の球面収差は、老視の緩和を達成し、かつ視距離の変化にもかかわらずより良い視力を提供するために、目に有益であり得る。点広がり関数、変調伝達関数、及び円内エネルギーに関する上記シミュレーションデータは、老視の限定された視深度を軽減するための負の球面収差の能力を裏付ける。物体位置として小さい変動を示したこれらの像の質的特性の各々は、目が、正の球面収差、又は実質的に球面収差がない場合と対照的に適切な負の球面収差を有する時に、無限から目に近いどこかにシフトされる。目のいかなる残りの残余調節も、負の球面収差を有する目のための像質因子を更に強化できる。

10

【0059】

図10に示した表は、(図5に類似した光学的モデルを使用して両方ともモデル化された)最初の又は基本角膜と、矯正又は治療された角膜との形状パラメータ例を示す。ここでもまた、図10に特定された負の球面収差は、レーザ眼科手術、コンタクトレンズ等によって与えられ得るような、角膜の負の非球性を介して導入されると考えられる。図10の表に示す係数は、標準ゼルニケ多項式係数であり、最適化された係数値が、上記光学マトリックスにおける負の球面収差の利点を強化するように、特定された。負の球面収差量は、上記光学マトリックスに所望の特徴を提供した形状を導くために変更された。上記の

20

【0060】

ここで図11を参照すると、最適化の結果は、種々の物体距離に対する50サイクル/mmでの変調伝達関数値を示す。変調伝達関数は、幾何学的に計算され、かつ値は、4mmの瞳孔の大きさを有する多色光に関する。

【0061】

図11に示した値は、物体が最高焦点位置から離れる時の変調伝達関数の下落が、標準角膜よりも最適化された角膜に関して遙かに遅いことを示す。変調伝達関数の遅い変化は、図10の最適化された形状によって治療された目の大きな被写界深度を意味する。1.0D読書用眼鏡の影響も示す。

30

【0062】

代表的な実施態様は、例として、かつ明確な理解のために若干詳細に記載されたが、当業者は、種々の修正、改変、及び変更が用いられ得ることを認識するであろう。従って、本発明の範囲は、添付の請求項によって専ら限定されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】本発明の実施態様によるレーザ切除システムを示す。

【図2】図1のレーザシステムのコンピュータシステムを概略的に示す。

【図3】本発明の実施態様による波面測定システムを示す。

【図4】図1のレーザ切除システム及び図3の波面測定システムを使用して、瞳孔全体に高次球面収差を意図的に与えることによって老視を緩和する方法を概略的に示すフローチャートである。

40

【図5】図4の方法の一実施態様において使用する、所望の老視緩和の球面収差を導くために使用する目の光学的モデルを示す。

【図6】図5のモデルによって計算されるような種々の視距離での種々の球面収差の幾何学的点広がり関数(PSF)値をグラフにより示す。

【図7】種々の焦点距離での種々の球面収差を有する目の通過焦点スポット図の比較をグラフにより示す。

【図8】種々の球面収差に対する焦点からのシフトの関数として変調伝達関数(MTF)値をグラフにより示す。

50

【図9】種々の球面収差及び物体位置に対する円内エネルギー値をグラフにより示す。

【図10】角膜の所望の負の非球性を定義するためにゼルニケ多項式係数を使用して、基本及び治療された角膜の代表的な形状パラメータを示す表である。

【図11】種々の物体距離に対する50サイクル/mmでの変調伝達関数(MTF)値を示す表である。

【符号の説明】

【0064】

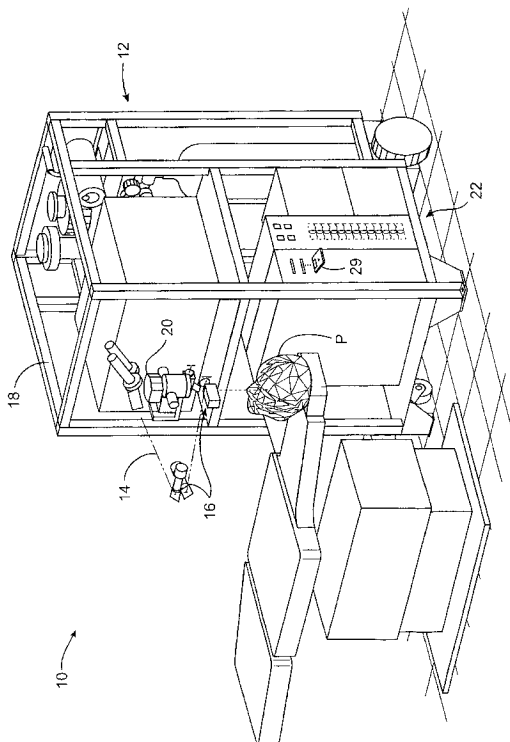
44 像

102 代表的な方法

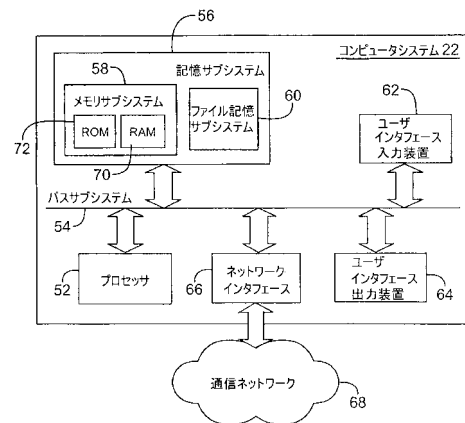
122 角膜

R 網膜

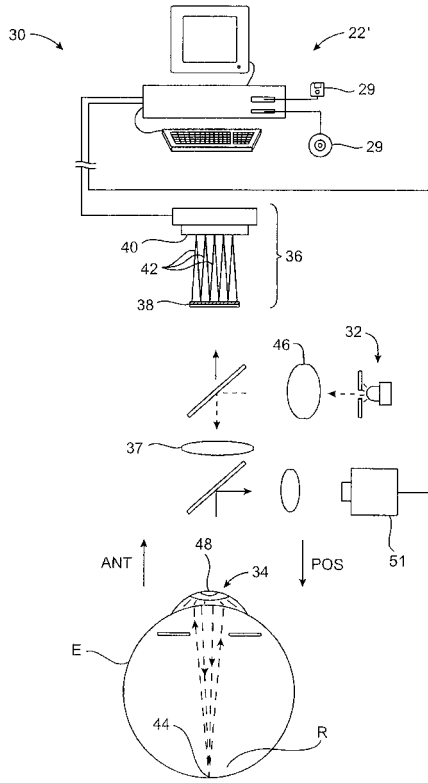
【図1】



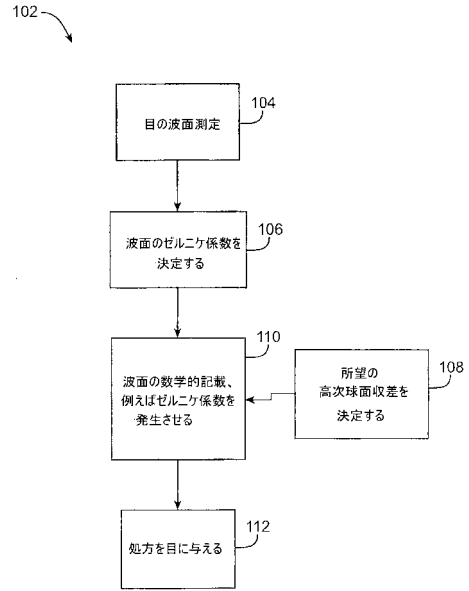
【図2】



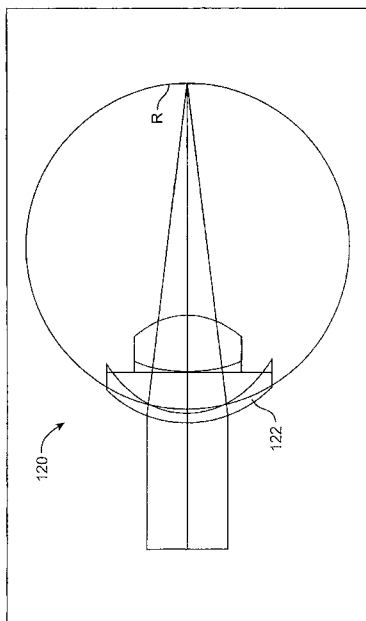
【図3】



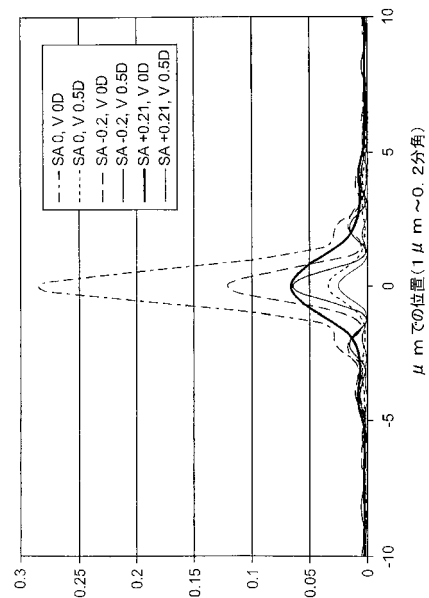
【図4】



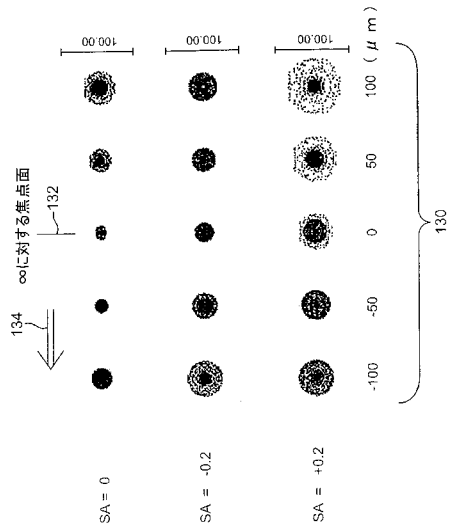
【図5】



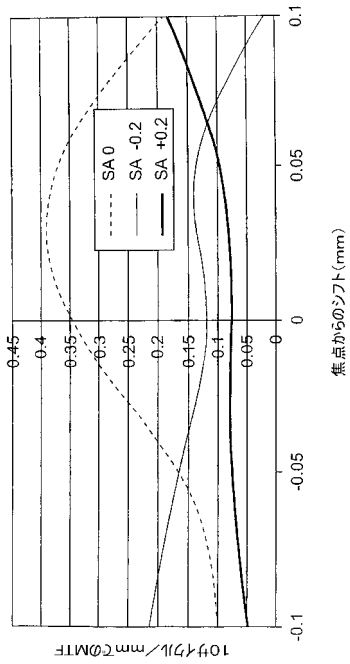
【図6】



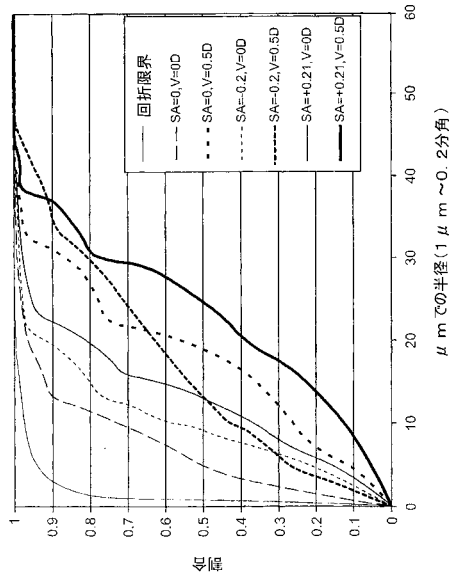
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【図 10】

| 半径 (mm) | 円錐定数 | 2次係数 | 4次係数 | 6次係数 | 8次係数 |
|---------|------|------|----------|-----------|----------|
| 基本 | 7.8 | -0.5 | 0 | 0 | 0 |
| 最適化 | 7.71 | -0.5 | 0.000825 | -0.000231 | 0.000019 |

【 図 1 1 】

| | 無限 | 10 m | 4 m | 1 m | 0.6 m |
|-----------|-------|-------|------|------|-------|
| 基本 | 0.4 | 0.4 | 0.3 | 0.14 | 0.06 |
| 基本 + 1D眼鏡 | 0.015 | 0.015 | 0.04 | 0.4 | 0.04 |
| 最適化 | 0.08 | 0.13 | 0.19 | 0.39 | 0.14 |

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2006-506203(JP,A)
特表2004-524072(JP,A)
特表2003-526446(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/00 - A61F 9/08
A61B 3/10