

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7044724号

(P7044724)

(45)発行日 令和4年3月30日(2022.3.30)

(24)登録日 令和4年3月22日(2022.3.22)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 3/103(2006.01)

A 6 1 B 3/103

Z D M

A 6 1 B 3/028(2006.01)

A 6 1 B 3/028

請求項の数 26 (全49頁)

(21)出願番号 特願2018-566439(P2018-566439)

(86)(22)出願日 平成29年6月13日(2017.6.13)

(65)公表番号 特表2019-521760(P2019-521760
A)

(43)公表日 令和1年8月8日(2019.8.8)

(86)国際出願番号 PCT/US2017/037257

(87)国際公開番号 WO2017/218539

(87)国際公開日 平成29年12月21日(2017.12.21)

審査請求日 令和2年6月12日(2020.6.12)

(31)優先権主張番号 62/350,018

(32)優先日 平成28年6月14日(2016.6.14)

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73)特許権者 518442941

ブレンオブティカ インク

アメリカ合衆国 0 2 1 3 9 マサチュー

セッツ ケンブリッジ 9 5 5 マサチュ

ーセッツ アベニュー ナンバー 3 3 9

(74)代理人 100112737

弁理士 藤田 考晴

(74)代理人 100136168

弁理士 川上 美紀

(74)代理人 100196117

弁理士 河合 利恵

(72)発明者 シヴァン アール デイブ

アメリカ合衆国 0 2 1 1 8 マサチュー

セッツ ボストン ウェリントン ストリ

ート 2 9 - 3 3 アpartment # 3

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 調整可能レンズベースの屈折検査

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

眼の特性を決定するための装置であって、

眼を受け、該眼から光を受けるように構成された近位ポートを含む筐体と、

前記筐体に取り付けられるように、前記眼からの前記光に可変焦点屈折力を適用するように、

および光学経路に沿って前記光を通過させるように構成された視力調整可能レンズと、

前記筐体内の波面センサーであって、前記光学経路を介して前記眼から前記光を受け取り、

前記眼からの前記光の波面を測定するように構成される前記波面センサーと、

前記眼の他覚的な屈折矯正を決定するために、閉ループにより、前記眼からの前記光の波

面誤差を最小化するために連続的な波面測定に応じて前記視力調整可能レンズの前記可変

焦点屈折力を繰り返して調整するように構成された制御回路と、

前記他覚的な屈折矯正と自覚的な屈折嗜好に基づいて前記眼の特性を決定するように構成

された決定モジュールと、

を備え、

前記筐体は遠位ポートをさらに含み、前記近位ポートおよび前記遠位ポートは共に前記近

位ポートから前記遠位ポートを経由する目視チャネルを形成し、前記目視チャネルは、前

記眼が、前記筐体の外部で前記筐体から間隔をあけたターゲット印を見ることができるよ

うにするオープンビューを提供し、

前記制御回路は、前記眼を有する人物の前記自覚的な屈折嗜好に対して前記視力調整可能

レンズの前記可変焦点屈折力を調整するように構成されており、前記自覚的な屈折嗜好は

、前記他覚的な屈折矯正とは異なる装置。

【請求項 2】

前記筐体は、前記眼を有する人物の少なくとも 1 つの手によって握られて、使用中に前記装置の全重量を支えるように構成される請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記決定モジュールは、前記眼に適用されるべき屈折矯正を決定するようにさらに構成される請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記決定モジュールは、前記眼の遠近調節範囲を前記眼からの前記光の複数の波面測定の関数として決定するようにさらに構成される請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 5】

前記眼を有する前記人物の前記自覚的な屈折嗜好に従って、前記視力調整可能レンズの可変焦点屈折力を調整するために、前記眼を有する前記人物によって調整可能であるように構成された手動制御をさらに備える請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記自覚的な屈折嗜好に関して、前記眼を有する前記人物に質問を行うか、または前記人物からの応答を受け取るように構成された通信インターフェイスをさらに備える請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記視力調整可能レンズは、可変球面屈折力、非点収差屈折力、および軸を相互に独立して適用するようにさらに構成される請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 8】

前記視力調整可能レンズは、球面等価屈折力、垂直ジャクソン・クロスシリンダー、および傾斜ジャクソン・クロスシリンダーを相互に独立して適用するようにさらに構成される請求項 1 に記載の装置。

【請求項 9】

前記視力調整可能レンズは、液体充填レンズ、エレクトロウェットティング・レンズ、 Alvarez レンズペア、空間光変調器、可変形状ミラー、空間的に変化する屈折力を持つレンズ、光屈折力を調整するためにレンズ距離または互いに対する向きを変えるマルチレンズ・システム、または調節可能フレネル・レンズのうちの少なくとも 1 つを含む請求項 1 に記載の装置。

30

【請求項 10】

前記視力調整可能レンズは、2 つの要素の相互に関する横変位の関数として可変焦点屈折力を適用するように構成された 2 要素の光学部品を含む請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記決定モジュールは、前記他覚的な屈折矯正に基づいて前記眼を有する前記人物の前記自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成される請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記決定モジュールは、前記眼を有する前記人物の人口統計的または身体的属性に基づいて前記自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成され、前記人口統計的または前記身体的属性は、前記眼を有する前記人物の年齢、性別、人種、体重、身長、職業、もしくは別の人口統計的属性、または網膜像品質、軸長さ、虹彩色、トポグラフィー、角膜曲率、または前記眼の球面もしくは円柱収差よりも高次の収差のうちの少なくとも 1 つを備える請求項 11 に記載の装置。

40

【請求項 13】

前記決定モジュールは、複数の眼科患者のそれぞれの人口統計的または身体的な属性、およびそれぞれの他覚的な眼の特性を含むデータベースから作り上げられた相関を使用して、前記自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成される請求項 12 に記載の装置。

【請求項 14】

眼の特性を決定するための方法であって、

50

筐体に取り付けられた視力調整可能レンズを使用して、眼を受けるように構成された前記筐体の近位ポートを介して、可変焦点屈折力を、前記眼から受け取られる光に適用するステップであり、前記視力調整可能レンズは前記可変焦点屈折力を適用するように構成されているステップと、

前記筐体の遠位ポートから前記近位ポートへのオープンビュー目視チャネルを介し、前記視力調整可能レンズを通して、前記筐体の外部で前記筐体から間隔をあけられたターゲット印からの光を、前記眼に通過させるステップと、

前記光を、前記眼から前記視力調整可能レンズを介して光学経路に沿って通過させるステップと、

前記眼からの前記光の波面を測定するステップであって、該光は前記近位ポートから光学経路を介して受け取られるステップと、

前記眼の他覚的な屈折矯正を決定するために、前記視力調整可能レンズを使用して、前記眼からの前記光の波面誤差を最小化するために連続的な波面測定に応じて閉ループの方式で前記可変焦点屈折力を繰り返して調整するステップと、

前記他覚的な屈折矯正と自覚的な屈折嗜好に基づいて前記眼の特性を決定するステップとを有し、

前記調整するステップは、前記自覚的な屈折嗜好は前記他覚的な屈折矯正とは異なり、前記眼を有する人物の前記自覚的な屈折嗜好に対して前記視力調整可能レンズの前記可変焦点屈折力を調整する方法。

【請求項 15】

前記眼を有する人物が、前記眼からの前記光を受ける間、前記筐体および前記視力調整可能レンズの全重量を支えるように前記筐体を握ることができるようにするステップをさらに含む請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

前記近位ポートは第 1 の近位ポートであり、前記眼は第 1 の眼であり、前記視力調整可能レンズは、第 1 の視力調整可能レンズであり、

前記筐体の第 2 の近位ポートにおいて第 2 の眼を受けるステップと、

前記第 2 の近位ポートを通して前記第 2 の眼から光を受け取るステップであって、前記第 1 の近位ポートおよび前記第 2 の近位ポートは双眼鏡筐体の第 1 および第 2 のポートであるステップと、

第 2 の視力調整可能レンズを使用して、可変焦点屈折力を、前記第 2 の眼からの光に適用するステップと

をさらに含む請求項 14 に記載の方法。

【請求項 17】

前記眼の特性を決定するステップは、前記眼に適用されるべき屈折矯正を計算するステップを含む請求項 14 に記載の方法。

【請求項 18】

前記眼の特性を決定するステップは、前記眼の遠近調節範囲を前記眼からの前記光の複数の波面測定の関数として計算するステップをさらに含む請求項 14 に記載の方法。

【請求項 19】

前記調整するステップにおいて、前記自覚的な屈折嗜好に対して、前記視力調整可能レンズの前記可変焦点屈折力を調整することは、前記眼を有する前記人物による手動制御に応じて行われる請求項 14 に記載の方法。

【請求項 20】

前記他覚的な屈折矯正に基づいて前記眼を有する前記人物の前記自覚的な屈折嗜好を予測するステップをさらに含む請求項 14 に記載の方法。

【請求項 21】

前記自覚的な屈折嗜好を予測するステップは、前記眼を有する前記人物の人口統計的または身体的属性に基づいて予測するステップをさらに含み、前記人口統計的または身体的属性は、前記眼を有する前記人物の年齢、性別、人種、体重、身長、職業、もしくは別の人

10

20

30

40

50

口統計的属性、または網膜像品質、軸長さ、虹彩色、トポグラフィー、角膜曲率、または前記眼の球面もしくは円柱収差よりも高次の収差のうちの少なくとも1つを備える請求項20に記載の方法。

【請求項22】

前記自覚的な屈折嗜好を予測するステップは、複数の眼科患者のそれぞれの人口統計的または身体的属性、およびそれぞれの他覚的な眼の特性を含むデータベースから作り上げられた相関を使用するステップを含む請求項21に記載の方法。

【請求項23】

前記眼からの前記光の波面を測定するステップでは、前記自覚的な屈折嗜好に対する前記視力調整可能レンズの前記可変焦点屈折力の調整前または調整中に前記眼からの前記光の前記波面を測定することを含む請求項14に記載の方法。

【請求項24】

前記波面センサーは、前記自覚的な屈折嗜好に対する前記視力調整可能レンズの前記可変焦点屈折力の調整前または調整中に前記眼からの前記光の前記波面を測定するように構成されている請求項1に記載の装置。

【請求項25】

眼の特性を決定するための装置であって、

眼を受け、該眼から光を受けるように構成された近位ポートを含む筐体と、

前記筐体内の波面センサーであって、光学経路を介して前記眼から前記光を受け取り、前記眼のために提供されたオープンビューで前記眼からの前記光の波面を測定するように構成される前記波面センサーと、

前記眼のために提供された前記オープンビューで、前記波面に基づいて前記眼の他覚的な屈折矯正を決定するように構成され、前記眼のために提供された前記オープンビューで、前記他覚的な屈折矯正に基づいて前記眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成される決定モジュールと

を備え、

前記筐体は遠位ポートをさらに含み、前記近位ポートおよび前記遠位ポートは共に前記近位ポートから前記遠位ポートを経由する目視チャネルを形成し、前記目視チャネルは、前記眼が、前記筐体の外部で前記筐体から間隔をあけたターゲット印を見ることができるようにする前記オープンビューを提供する装置。

【請求項26】

眼の特性を決定するための方法であって、

筐体の遠位ポートからオープンビューの目視チャネルを介して前記筐体の近位ポートへ、前記筐体の外部で前記筐体から間隔をあけたターゲット印からの光を、前記眼へ通過させるステップと、

前記光を、前記眼から光学経路に沿って通過させるステップと、

前記眼の前記オープンビューを提供する前記目視チャネルで、前記眼からの前記光の波面を測定するステップであって、該光は前記近位ポートから光学経路を介して受け取られるステップと、

前記眼のために提供された前記オープンビューで、前記眼からの前記光の前記波面に基づいて前記眼の他覚的な屈折矯正を決定するステップと、

前記眼のために提供された前記オープンビューで、前記他覚的な屈折矯正に基づいて前記眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好を予測するステップと、

を有する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願)

本出願は、2016年6月14日に出願した米国仮出願第62/350,018号明細書の利益を主張するものである。上記の出願の全教示は、参照により本明細書に組み込まれ

10

20

30

40

50

る。

【背景技術】

【0002】

クリニックにおいて眼科検査を行う検眼医または眼科医は、通常、ホロプター（すなわち、検眼レンズセット）を使用して、多数の固定レンズ設定のいずれが、所与の患者にとって、自覚的に、最善な視力をもたらすかを決定する。しかし、自覚的な屈折作用の反復特性により、これは非常に長期にわたるプロセスである。プロセスを促進するため、多くの場合、別個の計器を使用する他覚的測定が使用されて、ホロプターによる自覚的な屈折に必要とされる反復の回数を低減させる。眼の屈折状況の比較的迅速な他覚的測定は、自覚的な屈折に対する良好な開始点としての役割を果たす。自動屈折計は、眼のそのような他覚的測定を行うための一般的なツールである。波面収差測定器は、眼の収差の他覚的な決定を行うためにクリニックにおいて使用されてきた自動屈折計の一種である。しかし、波面収差測定器は通常、他の種類の自動屈折計よりも複雑かつ高額であるため、自覚的な屈折に対する最初の開始点を提供するためにはあまり使用されていなかった。眼鏡を処方するために使用される通常の収差（デフォーカスおよび非点収差）に加えて、波面収差測定はまた、ホロプター測定に比べて高次の収差を決定することもできる。

10

【0003】

近年、波面収差測定を行うためのポータブル・デバイスが開発された。これらのデバイスは、特にアイケア専門家の少ない場所において、屈折性のアイケアをより利用しやすく手頃なものにするという潜在的な利点を有している。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】国際公開第2015/003062 A1号パンフレット

国際公開第2015/003086 A1号パンフレット

【非特許文献】

【0005】

【文献】A. Cervino et al., Journal of Refractive Surgery, 2006

Thibos et al., Accuracy and Precision of objective refraction from wavefront aberrations, Journal of Vision 2004(4), 329-351

30

Marks, Randall et al., "Adjustable adaptive compact fluidic phoropter with no mechanical translation of lenses," Optics Letters Vol. 35, No. 5, 739-741, March 1, 2010

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

既存のポータブル波面収差測定器は、いくつかの欠点を有する。第1に、これらの装置は、患者の眼が弛緩した遠近調節されていない状態に自動的に向かうことができるように、患者がデバイスを通して見ることはできない。これに対処するため、毛様筋麻痺点眼液が使用されて、遠近調節を無効にすることができる。しかし、この処置は、副次作用を含み、処置から収差測定までの間の待ち時間が必要となる。遠近調節を緩めるもう1つの手法は、眼を「フォギングする」ことである。しかし、この手法にも限界があり、すべての眼科患者に効果的であるわけではない。

40

【0007】

さらに、既存のポータブル波面収差測定器は、(i) 純粋に他覚的な測定により指示される矯正とは通常若干異なっている、患者の自覚的な嗜好を考慮に入れる、ホロプター測定を提供しない、または(ii) 患者が、デバイスを通して、デバイスの外部の間隔をあけた

50

ターゲットを見られるようにするオープンビューではない。ホロプターは通常、大型で扱いにくく、重量があって、レンズが交換されるときに動作および振動を伴い、これらの特徴はすべて、ハンドヘルド・デバイスが使用される環境においては望ましくないものである。自覚的屈折は、屈折矯正のために患者を評価する際の「最善の」基準と見なされるが、ホロプターは通常、ハンドヘルド・ポータブル波面収差測定器が採用される環境においては使用されない。代わりに、検眼フレームおよびレンズが使用されるが、これは使用するには遅くて扱いにくい可能性もある。

【 0 0 0 8 】

調整可能レンズが、特定の装着またはポータブルのデバイスと共に使用するために提案されてきたが、多くの場合、調整可能レンズは固定式レンズの精度を備えていないことが知られている。さらに、複数固定レンズ式ホロプタータイプのシステムであっても、低次および高次の矯正を他覚的に決定するために波面収差測定が極めて望ましく、ホロプター測定および波面収差測定機能は従来別個のデバイスを使用して行われてきた。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本明細書において説明される実施形態は、同じユニットにおいて同じ機能を実行することにより、既存の、別々のホロプター測定および波面収差測定システムの限界を克服することができる。さらに、多くの点において、臨床の設定または現場使用の設定のいずれにおいても、ホロプター測定と波面収差測定の2つの別々の計器により可能な眼の分析および検査に比べて、実施形態の装置および方法を使用することでより良好な眼の分析および検査が可能である。実施形態の例示の利点は、検査速度の向上、より正確な屈折結果、患者および臨床医が使用する際のより高い柔軟性、ならびにホロプター測定および遠近調節測定の間いつでも波面収差測定を得られることを含む。さらに、ポータブル装置を含む実施形態は、レンズ測定を行うように構成されることも可能である。実施形態の装置および方法はまた、他覚的波面収差測定、自覚的ホロプター測定、またはその両方に基づいて同じシステムによって決定される屈折矯正を有するレンズにより、患者の視力がどのように改善するかを指標を患者に提供することもできる。

【 0 0 1 0 】

さらに、本明細書において説明される実施形態は、毛様筋麻痺点眼液の使用またはフォギングを必要としないオープンビューの双眼鏡構成を提供することによって、既存のポータブル波面収差測定器の限界を克服することができる。実施形態のデバイスおよび方法は、波面収差測定の精度を向上させ、自覚的ホロプター測定を行い、患者の最終的屈折矯正をシミュレートし、レンズ測定を行うために、デバイスに組み込まれた1つまたは複数の調整可能レンズを使用することを含むことができる。したがって、波面センサーと調整可能レンズを組み合わせることにより、本明細書において説明される実施形態は、一方または他方のいずれかを使用しようとする既存のデバイスによっては達成できなかった多くの利点を達成することができ、これらの利点はこれ以降の説明全体を通じてさらに明らかになる。

【 0 0 1 1 】

1つの実施形態において、眼の特性を決定するための装置、および対応する方法は、眼を受ける（つまり、評価されている眼が見通すことができる目視ポートとしての役割を果たす）ように、および眼からの光を受け取るように構成されたポートを有する筐体を含む。光は、たとえば、眼球照明光の光源を装置から眼に方向付け、眼から反射または後方散乱される光を集光することによって、眼から受け取られてもよい。眼の特性は、低次または高次屈折収差、屈折処方、遠近調節範囲、または視力に関連する別の屈折特性のような、屈折特性であってもよい。

【 0 0 1 2 】

装置は、眼からの光に可変焦点屈折力を適用して、光学経路に沿って光を通過させるために、筐体に取り付けられるか、または取り付けられるように構成された視力調整可能レンズをさらに含む。装置はまた、筐体内に波面センサーを含み、波面センサーは光学経路を介し

10

20

30

40

50

て眼から光を受け取り、眼からの光の波面を測定するように構成される。装置はさらに、波面に基ついて眼の特性を決定するように構成された決定モジュールを含む。眼の特性は、眼の視力、球面収差、円柱収差、円柱収差の軸、球面または円柱収差よりも高次の屈折誤差（つまり、デフォーカスおよび非点収差）、遠近調節の範囲、他覚的屈折測定、眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好、または眼のその他の特性を矯正するために必要とされる屈折処方であってもよい。

【0013】

筐体は、眼を有する人物（つまり装置を使用して眼が評価される人物）の少なくとも1つの手によって握られ、使用中に装置の全重量を支えるように構成されてもよい。ポートは、眼に適用される矯正レンズを受けるようにさらに構成されてもよく、波面センサーは、矯正レンズと組み合わせて眼からの光の波面を測定するようにさらに構成されてもよい。ポートは第1のポートであってもよく、眼は第1の眼であってもよく、筐体は、（装置を使用して眼が評価される）同じ人物の第2の眼を受けるように構成された第2のポートをさらに含むことができ、筐体は双眼鏡の構成を定義する。

10

【0014】

視力調整可能レンズは第1の視力調整可能レンズであってもよく、装置は、筐体に取り付けられるように、および可変焦点屈折力を第2の眼からの光に適用するように構成される第2の視力調整可能レンズをさらに含むことができる。

【0015】

ポートは近位ポートであってもよく、筐体は遠位ポートをさらに含むことができ、近位および遠位ポートは共に近位ポートから遠位ポートを経由する目視チャネルを形成し、目視チャネルは、眼が、目視チャネルを通して筐体に外部で筐体から間隔をあけたターゲット印を見ることができるようにするオープンビューを提供する。

20

【0016】

装置はまた、筐体に取り付けられ、筐体の外部で筐体から間隔をあけられたターゲット印を生成するように構成されたターゲット光源を含んでもよく、ターゲット印は、目視チャネルを通して眼によって視認可能である。ターゲット光源は、眼から有効無限遠の距離にターゲット印を生成するようにさらに構成されてもよい。

【0017】

装置は、筐体内に眼球照明光源をさらに含み、眼球照明光源は、近位ポートを通して眼に光を方向付けて、眼からの反射または後方散乱を介して眼からの光を生成するように構成されてもよい。光源調整可能レンズはまた、装置に含まれてもよく、眼球照明光源からの光に可変焦点屈折力を適用するように構成されてもよい。光源調整可能レンズは、眼において眼球照明光源により生成されるスペックル・パターン、または波面センサーにおいて眼からの光によって生成されるスペックル・パターンをランダム化するようにさらに構成されてもよい。ポートは、ポートを通して眼に方向付けられる照明光源からの光に関して非一直線上に眼から光を受けるようにさらに構成されてもよい。眼球照明光源からの光は、装置に含まれる開口部によって制限されてもよく、開口部の直径は、約50 μm から約500 μm の間であってもよい。

30

【0018】

視力調整可能レンズは、眼において眼球照明光源により生成されるスペックル・パターン、または波面センサーにおいて眼からの光によって生成されるスペックル・パターンをランダム化するように構成されてもよい。視力調整可能レンズは、眼を受ける近位ポートと共に眼鏡平面に位置するようにさらに構成されてもよい。

40

【0019】

決定モジュールは、眼に適用される屈折矯正を決定するように、またはデフォーカスおよび非点収差よりも高次の1つまたは複数の波面誤差を決定するようにさらに構成されてもよい。決定モジュールは、較正のための視力調整可能レンズに起因するレンズ波面誤差を決定するか、または眼の遠近調節範囲を眼からの光の複数の波形測定の関数として決定するようにさらに構成されてもよい。

50

【 0 0 2 0 】

筐体は、レンズ測定計アタッチメントを受けるように構成されてもよく、レンズ測定計アタッチメントは、人物によって装着されることを意図された矯正レンズ、または矯正レンズに作り込まれることが意図されるレンズ・ブランクを支えるように構成されてもよい。決定モジュールは、矯正レンズまたはレンズ・ブランクを通じて受け取られる光のレンズ波面に基づいて矯正レンズまたはレンズ・ブランクの屈折特性を決定するために決定するようにさらに構成されてもよい。

【 0 0 2 1 】

装置は、眼からの光の波面誤差を最小化するため、連続的な波面測定に応じて視力調整可能レンズの可変焦点屈折力を繰り返して調整するように構成された閉ループ制御回路をさらに含むことができる。装置は、眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好に従って、視力調整可能レンズを調整するように構成された制御回路をさらに含むことができる。装置はまた、眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好に従って、視力調整可能レンズの可変焦点屈折力を調整するために、眼を有する人物、または眼を有する人物を補助する他の人物によって調整可能であるように構成された手動制御をさらに含むことができる。

10

【 0 0 2 2 】

装置は、眼の屈折矯正のための処方をレポートするように構成されたレポーティング・インターフェイスを含むことができる。装置はまた、自覚的な屈折嗜好に関して、眼を有する人物に質問を行うか、またはその人物からの応答を受け取るように構成された通信インターフェイスを含むことができる。装置はまた、筐体に取り付けられ、装置の屈折矯正測定の範囲を移すために、眼からの光に固定焦点屈折力を適用するように構成された固定レンズ、または筐体に取り付けられ、眼の視界をぼやけさせるように構成されたフォギングレンズを含むことができる。

20

【 0 0 2 3 】

センサー・モジュールまたは決定モジュールはセルラー電話を含むことができるか、または装置は、筐体に取り付けられるか、もしくは眼からの光の波面の表現を表示するように構成されたセルラー電話をさらに含むことができる。波面センサーは、セルラー電話のピクセルアレイを含むことができる。

【 0 0 2 4 】

装置はまた、光学経路内に配置された交差偏光器を含むことができる。

30

【 0 0 2 5 】

視力調整可能レンズは、可変球面屈折力、非点収差屈折力、および軸を相互に独立して適用するようにさらに構成されてもよい。視力調整可能レンズは、球面等価屈折力、垂直ジャクソン・クロスシリンダー、および傾斜ジャクソン・クロスシリンダーを相互に独立して適用するようにさらに構成されてもよい。視力調整可能レンズは、液体充填レンズ、エレクトロウェットティング・レンズ、Alvarez レンズペア、空間光変調器、可変形状ミラー、空間的に変化する屈折力を持つレンズ、光屈折力を調整するためにレンズ距離を変えるマルチレンズ・システム、または調整可能フレネル・レンズのうちの少なくとも1つを含むことができる。視力調整可能レンズは、2つの要素の相互に関する横または回転変位の関数として、可変焦点屈折力を適用するように構成された2要素の光学部品を含むことができる。

40

【 0 0 2 6 】

眼の特性は、波面に基づく他覚的な特性であってもよく、決定モジュールは、他覚的な特性に基づいて眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成されてもよい。決定モジュールは、眼を有する人物の人口統計的または身体的な属性にさらに基づいて自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成されてもよい。人口統計的属性は、眼を有する人物の年齢、性別、人種、体重、身長、職業、または別の人口統計的属性のうちの少なくとも1つを含むことができる。身体的属性は、網膜像品質、軸長さ、虹彩色、トポグラフィ、角膜曲率、球面もしくは円柱収差よりも高次の収差、または眼の別の属性のうちの少なくとも1つを含むことができる。決定モジュールは、複数の眼科患者のそれぞ

50

れの人口統計的または身体的な属性、およびそれぞれの他覚的な眼の特性を含むデータベースから作り上げられた相関を使用して、自覚的な屈折嗜好を予測するようにさらに構成されてもよい。

【 0 0 2 7 】

もう1つの実施形態において、眼の特性を決定するための方法、および対応する装置は、視力調整可能レンズを使用して、眼を受けるように構成された筐体のポートを介して、眼から受け取られる光に可変焦点屈折力を適用することを含む。方法はまた、光学経路に沿って眼からの光を通過させること、および眼からの光の波面を測定することを含み、光は、ポートから光学経路を介して受け取られる。方法は、眼からの光の波面に基づいて眼の特性を決定することをさらに含む。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図1】眼の特性を決定するための実施形態の装置を示す概略ブロック図である。

【図2】オープンビューであり、その他のオプションの特徴も含む、代替的な実施形態の装置を示す概略ブロック図である。

【図3】図1～図2に示されているような、実施形態のデバイスのさまざまなオプションの入力および出力の特徴を示す概略図である。

【図4】図2の決定および制御モジュールのさまざまなコンポーネント、ならびに図2に示される一部のコンポーネント、図3に示される一部のオプションのコンポーネント、および図2～図3には示されていない一部のコンポーネントを含む、さまざまなコンポーネントへの決定および制御モジュールの接続を示すコンピュータ相互接続図である。

20

【図5A】実施形態の、双眼鏡、レンズ測定計モジュールが取付けられた波面収差測定器自動屈折計装置を示す上面図である（図5Aの装置は、本明細書において「Quick See」装置とも称される）。

【図5B】図5Aに示される装置を示す側面図である。図5Bは、レンズ測定計モジュールの外部の眼鏡を示す図である。

【図5C】図5Aに示される装置を示す側面図である。図5Cは、レンズ測定計アタッチメントに挿入される眼鏡を示す図である。

【図5D】図5A～図5Cに示される装置を較正するために使用されうる較正クレードルおよび人工眼を示す分解側面図である。

30

【図5E】人工眼アセンブリが取付けられた、図5Dに示される較正クレードルの透視図である。

【図5F】図5D～図5Eに示されるものと類似する較正クレードル・アセンブリを示すさまざまな図である。図5Fはアセンブリの側面図である。

【図5G】図5D～図5Eに示されるものと類似する較正クレードル・アセンブリを示すさまざまな図である。図5Gはアセンブリの透視図である。

【図5H】図5D～図5Eに示されるものと類似する較正クレードル・アセンブリを示すさまざまな図である。図5Hはアセンブリの端面図である。

【図5I】図5A～図5Cに示される装置に取付けられた較正クレードルを示すさまざまな図である。

40

【図5J】図5A～図5Cに示される装置に取付けられた較正クレードルを示すさまざまな図である。

【図5K】図5A～図5Cに示される装置に取付けられた較正クレードルを示すさまざまな図である。

【図6】図1～図2に示される視力調整可能レンズを使用して眼の収差に起因する波面誤差を最小化するため、および眼鏡の効果をシミュレートするための、実施形態の反復プロセスを示す概略流れ図である。

【図7】眼の特性を決定するための実施形態の手順を示す流れ図である。

【図8A】図5A～図5Cに示される「Quick See」装置のような、実施形態のデバイスを使用して実行されうるさまざまな測定手順を示す全体流れ図である。

50

【図 8 B】図 5 A ~ 図 5 C に示される「Quick See」装置のような、実施形態のデバイスを使用して実行されるさまざまな測定手順を示す全体流れ図である。

【図 9 A】レンズ測定を実行するために実施形態のデバイスおよび方法がどのように使用されるかを示す流れ図である。

【図 9 B】波面測定においてスペckルを抑制するために実施形態の装置および方法がどのように使用されるかを示す流れ図である。

【図 9 C】他覚的屈折測定を実行するために実施形態のデバイスおよび方法がどのように使用されるかを示す流れ図である。

【図 9 D】自覚的屈折測定を実行するために実施形態のデバイスおよび方法がどのように使用されるかを示す流れ図である。

10

【図 9 E】老視の評価のための遠近調節幅を測定するために実施形態のデバイスおよび方法がどのように使用されるかを示す流れ図である。

【図 9 F】他覚的測定に基づいて眼科患者の自覚的屈折嗜好を予測するための実施形態のデバイスおよび方法において機械学習がどのように実施されるかを示す流れ図である。

【図 10 A】患者と直接対話する実施形態のデバイスを使用する屈折の眼の矯正のための自覚的屈折測定（ホロプター測定）を決定するための単一の手順の部分を示す流れ図である。

【図 10 B】患者と直接対話する実施形態のデバイスを使用する屈折の眼の矯正のための自覚的屈折測定（ホロプター測定）を決定するための単一の手順の部分を示す流れ図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0029】

前述の内容は、さまざまな図表全体を通じて類似した参照符号が同じ部分を示す添付の図面に示されている、本発明の例示的な実施形態のさらに詳細な以下の説明から明らかとなる。図面は、必ずしも一定の縮尺では示されていないが、本発明の実施形態を説明することに重点が置かれている。

【0030】

本発明の例示的な実施形態の説明を以下に示す。

【0031】

検眼医または眼科医による屈折眼科検査は通常、ホロプターを使用して、多数の固定レンズ設定のいずれが、所与の患者にとって、自覚的に、最良の視力をもたらすかを決定する。臨床用ホロプターは、通常、双眼鏡（患者の両眼が別々のレンズのセットを通して見ることができるようになる）およびオープンビュー（患者がホロプター・レンズを通して遠くのターゲット・パターンを見ることができるようになる）である。通常、患者は、患者の眼から約 20 フィート離れたところにあるターゲット・パターンに焦点を合わせるよう求められる。オープンビュー設計はまた、患者の眼が、測定中に、遠近調節されていない状態（弛緩して可能な限り遠方視に最適化される）に保てるようにする重要な機能を果たす。遠近調節されていない状態は、遠見視力の屈折矯正のための正確な測定にとって重要な臨床の必須条件である。したがって、通常、臨床用ホロプターを使用して、（i）眼の光学的収差の重要なタイプを矯正し、かつ（ii）どの矯正が好ましいかに関する患者の自覚的フィードバックを考慮する、屈折矯正の処方が得られてもよい。

30

【0032】

臨床用ホロプターとは対照的に、波面収差測定器は、眼に方向付けられ、眼の網膜から反射または散乱された近赤外（近 IR）の波面を検知することに基づいて、患者からの入力なしで、患者の屈折矯正を他覚的に決定する。眼科クリニックにおいて波面収差測定は、単なる球面および円柱よりも高次の眼の収差に関する情報を提供することができ、屈折矯正を決定する際の有用なツールと見なされる。

40

【0033】

ハンドヘルド・デバイスは、波面収差測定を行うために、近年になって開発された。これらのデバイスの目標は、標準的なクリニックまたはアイケア専門家に面会することなく遠

50

隔地域の人々の屈折検査を可能にすること、ならびに検査のコストを低減させ、必要となる高額な計器の数を制限すること、ならびに高リソース設定における屈折検査を合理化することである。ハンドヘルド波面収差測定器デバイスは、眼科患者からの自覚的なフィードバックを考慮に入れないという点において何らかの制限がある。さらに、高品質臨床用ホロプターは、標準的ホロプターのコスト、サイズ、重量、および可動性の制限により、ハンドヘルド・デバイス測定を補うためには利用できない場合もある。

【 0 0 3 4 】

さらに、正確な測定のための重要な臨床的必須条件は、測定が行われている間、患者の眼が弛緩している必要があるということである。既存のハンドヘルド・デバイスでは、患者がデバイスを通して見ることで、および眼を弛緩させるように遠くのオブジェクトに焦点を合わせることができないので、既存の非オープンビュー・デバイスを使用して弛緩を生じさせるために使用されてきた多数のその他の技法がある。たとえば、毛様筋麻痺点眼液は、遠近調節制御を無効にするために眼に使用されてもよい。有効である間、これらの薬剤は多くの場合、患者にとって望ましくないこともある副次作用を有し、薬剤の効果が生じるまで15分以上要する可能性がある。もう1つの手法は、患者の眼が固定ターゲットに焦点を合わせるために眼の遠近調節の弛緩を強要されるように、患者の眼の前にレンズを配置して近視眼（つまり、近視）をシミュレートすることであり、これは患者を「フォギングする」と称される。フォギングは多くの患者に効果的となりうるが、この技法に良好に反応しない患者も一部ある。さらに、これらの技法は、たとえ有効な場合であっても依然として、標準的な臨床用ホロプターで行われるように、オープンビュー・レンズを通して患者が実際に遠くのターゲットを見られるようにする場合と全く同じ結果をもたらすわけではない。

【 0 0 3 5 】

ハンドヘルド・デバイスと共に、ホロプターのレンズと類似した物理レンズのセットを含めることが試みられてきた。しかし、これはコスト、重量、およびシステムの複雑性を増大させ、レンズの交換がポータブル・ハンドヘルド・デバイスの少なくとも一部の機械的動作または妨害を要するので、この解決策はまた、実行可能性の問題を有している。したがって、この手法は、機械的に堅牢性が劣り、破損または照準ミスを生じやすいことになる。適応光学（可変形状ミラー、空間光変調器）のような代替的な光学の手法は、低コストの診断における活用するには極めて高価である。

【 0 0 3 6 】

実施形態の装置の例は、内蔵のホロプターとして効果的に動作するように、ハンドヘルド波面収差測定器に組み込まれた1つまたは複数の調整可能レンズを含むことができる。波面収差測定器の測定は、閉ループの方式で、調整可能レンズへのフィードバックとして使用されてもよく、他覚的に視力を最適化するように、患者が見通す調整可能レンズを自動的かつ迅速に調整することができる。調整可能レンズは、測定された波面が名目上平行となるまで、測定された波面誤差を反復的に矯正することができるので、他覚的な波面評価がより高い精度で行われうる。たとえば、シャックハルトマン波面センサーを熟知している人々には理解されるように、波面が名目上平行である場合、センサーによって生成されるスポット・パターンには、名目上均一に間隔がつけられたスポットがある。この状態において、スポット・パターンの均一性（ひいては、波面誤差）は、スポット・パターンが非常に歪んでいる場合に比べてより正確に評価されうる。

【 0 0 3 7 】

他覚的自動屈折の後、患者からのフィードバックは、自覚的な患者の嗜好に従って、提案される矯正を改善するように、調整可能レンズをさらに調整するために使用されてもよい。装置は、自覚的フィードバックを得るために、自動的または半自動的であっても、さまざまな方法を通じて患者と通信することができる。このフィードバックは、技術者またはその他の眼科専門家の助けの有無にかかわらず、実施形態のデバイスにおいて取得されて実施されてもよい。実施形態は、臨床医（たとえば、眼科医、検眼医、臨床助手、現場の技術者、または眼科患者が矯正処方入手できるよう支援に努める任意のその他の人物）

からの支援なしで単一ユーザ（つまり、眼科患者）により自己使用可能となるように設計されてもよい。

【0038】

眼が、外部もしくは内部の固定ターゲット、またはデバイスからの視覚もしくは音声の合図、またはその両方を介してデバイスの光学に位置合わせされてもよいので、自己使用可能な実施形態は、部分的には可能にされる。自己使用可能な実施形態は、実施形態の装置の自動化または半自動化操作、および患者への対話式指示および患者によって行われる省力設定により、さらに使用可能であってもよい。これ以降説明されるように、図10A～図10Bは、一部の実施形態の装置と一致するそのような対話式手順の1つの例を示す。しかし、本明細書において開示される実施形態はまた、その他のハンドヘルド・ユニット

10

【0039】

したがって、統合された自動屈折およびホロプター機能は、ホロプター・コア（調整可能レンズ）が、自動屈折波面データに基づいて自動的に更新されるようにすることができる。さらに、調整可能レンズが、波面センサーを組み込むデバイス内またはデバイス上に適切に位置している場合、調整可能レンズは眼鏡のシミュレーションとしての役割を果たして、患者が、最終的な提案される矯正処方を実施された眼鏡の適切な位置においてレンズを通して見るようにすることができるようにする。さらに、特定の実施形態は、遠近調節および老視を測定するために調整可能レンズを利用する、および、たとえばすでに患者に所有されているかまたは患者に提供されることになっている眼鏡のセットの光学パラメータを測定することによってレンズ測定計機能を実行するために使用されてもよい。さらに、実施形態のデバイスを使用して測定されるべきレンズはまた、レンズ・ブランクであってもよい。眼鏡技師は、たとえば眼鏡フレームに適合するようにレンズ・ブランクをカットする前に、光学的中心位置を見出して、レンズの屈折力を確認しようとすることがある。

20

【0040】

実施形態のデバイスは、好ましくは「オープンビュー」であり、これは患者が、デバイスを通して遠くのターゲットを見て眼の遠近調節を弛緩させることができることを意味する。実施形態の装置は、遠近調節されていない状態のユーザの眼（つまり、眼が弛緩して無限遠で焦点を合わせている）の収差を測定するように設計されてもよい。ビュー・ターゲットは、患者の眼から約20フィートの、有効光学無限遠に位置してもよい。ビュー・ターゲットは、標準的な視力検査表、デバイス上のターゲット光源によって生成される光点、または周囲の環境の別のオブジェクトを含むことができる。そのようなオープンビュー設計は、毛様筋麻痺点眼液の必要を軽減または除去することができ、フォギングも不要またはオプションにされてもよい。

30

【0041】

比較的低コストの、電子的に調整可能なレンズ・システムを使用することによって、適応光学のような高価な手法は回避されうる。実施形態のデバイスはまた、たとえばホロプターに含んでいる物理レンズのセットを有するシステムに比べ、機械的により堅牢であり、取り扱いおよび移動がより簡単であってもよい。標準的なホロプター型または検眼フレームレンズ・システムには、レンズを切り替える必要があり、その結果患者の眼の変動および波面センサー装置への機械的な妨害を生じる可能性がある。

40

【0042】

使用可能な調整可能レンズが、通常アイケア用の高品質光学システムに使用されている固定レンズに比べて、低い光学的品質を有することができることは注目に値する。この理由により、光学技術者およびアイケア専門家は、ホロプターまたは波面収差測定器のいずれであっても、高品質眼科検査用に設計されたシステムに調整可能レンズを使用することを検討したいと考えることは一般的でない。しかし、発明者は、調整可能レンズが波面センサーと併せて機能するようにデバイスが設計されている場合、波面収差測定器の品質は、

50

調整可能レンズによって自動クロズドループの波面誤差キャンセルが存在しながら繰り返し波面測定がなされるため、保持され、さらには高められるということを認識した。実施形態は、たとえばビデオレートなどで、連続的に取り込まれて処理される波面測定を提供することができる。さらに、波面センサー装置は、調整可能レンズによって生じた波面誤差に関して較正されるので、患者の眼の高次波面誤差の測定も高い精度で行えるようにする。さらに、上記で述べられているように、たとえばポータブルのハンドヘルド・デバイスであっても、およびたとえば検査が患者によって自己管理されている場合であっても、波面収差測定器に使用される同じデバイス上で、調整可能レンズはまた、高速な自動または半自動のホロプター、レンズ測定計、および遠近調節測定機能を可能にする。

【0043】

実施形態は、屈折測定が、最小限の訓練を受けた技術者によって、または対象患者自身によっても、任意の場所で実行されるようにする完全な屈折システムを提供することができる。これは、重要なグローバル・ヘルスおよび産業的ユーティリティを有する。

【0044】

図1は、眼106の特性を決定するための実施形態の装置100を示す概略ブロック図である。装置100は、眼106を受け、眼から光108を受けると構成されたポート105を有する筐体102を含む。ポート105は、眼106からの光108がポート105を通じて受け取られるように、眼がポートの1つまたは複数の部分に十分に近く配置されるか、またはポートの1つまたは複数の部分と接触しているという意味において、眼106を「受けるように構成される」。したがって、さまざまな実施形態において、眼106はポート105と接触するように要求されないが、眼106は、ポート105に関して位置決めおよび機械的固定のために額および頬がアイカップ104に押し当てられている人物の眼である。さらなる例として、人物の額および頬と接触するように構成されたアイカップを有するもう1つの実施形態のデバイスは、図5A～図5Cに関連してこれ以降説明される。双眼鏡構成を定義する一部の実施形態は、「第1」および「第2」のポートとも称される2つのポートを含むことができ、これらのポートは、たとえば図5A～図5Cに関連して説明されるように、同じ構成を含み、患者の第1および第2のそれぞれの眼に同じ機能を提供する。

【0045】

図1の装置100はまた、ポート105の一部として筐体に取り付けられた視力調整可能レンズ110を含む。視力調整可能レンズ110は、眼106が視力調整可能レンズ110を通して見ることができるので、「視力」と指定されている。視力調整可能レンズ110はまた、眼106から受け取られた光が光学経路112を介して波面センサー116に渡されるように焦点を合わせるかまたは焦点をぼかすように構成されてもよく、波面センサー116は眼からの光108の波面を測定する。「視力」調整可能レンズ110はまた、装置100が使用中の場合、図2に関連して説明され、装置の異なる位置にある同様の調整可能レンズであってもよいオプションの「光源調整可能レンズ」よりも眼106に近い位置にある。さまざまな実施形態において、視力調整可能レンズ110は、検査のために装置が眼に近づけられる場合、眼106に比較的近くなるように装置に取り付けられる。調整可能レンズと眼の間の相対的な分離がより小さければ、その結果、調整可能がそれ以外の場合に必要とされるものよりも小さく安価となりうる。

【0046】

視力調整可能レンズ110は、可変である焦点距離 f および光屈折力 $P = 1/f$ を有する。一部の実施形態において、視力調整可能レンズ110は、可変球面屈折力（フォーカス/デフォーカス）を眼からの光108に適用するように構成される。その他の実施形態において、視力調整可能レンズ110はまた、非点収差屈折力（円柱）を適用することでもでき、光に適用された円柱（非点収差）屈折力の軸を変えることができる。一部の実施形態において、視力調整可能レンズは、相互に独立して、可変球面および非点収差光屈折力を適用するように、ならびに非点収差屈折力の軸方向を適用するように構成されてもよい。一部の実施形態において、視力調整可能レンズ110は、球面等価屈折力、垂直ジャクソ

10

20

30

40

50

ン・クロスシリンダー、および傾斜ジャクソン・クロスシリンダーを相互に独立して適用するようにさらに構成される。

【0047】

本明細書において使用される任意の「調整可能レンズ」は、たとえば、同じ光軸に沿って、連続して配列された（光学的に積み重ねられた）複数の個々の調整可能レンズを含むことができることを理解されたい。個々の調整可能レンズは、システムによってシミュレートされるレンズ屈折力の範囲を増大させるために、（同じ光軸に沿って）連続して積み重ねられてもよい。調整可能レンズの積み重ねはまた、動的範囲を向上させ、システムの全体的な収差を低減することもできる。たとえば、視力調整可能レンズは、球面のような所与の光学的矯正のための広範な粗可変性を備える第1の個々の調整可能レンズ、および所与の光学的矯正のための微可変性を備える第2の個々の調整可能レンズを含むことができる。さらに、可変軸を備える球面および非点収差屈折力の光学的相互独立性は、それぞれの個々の調整可能レンズを使用して屈折力および軸を適用することによって達成されてもよい。個々の調整可能レンズを使用するこの同じ方法は、球面等価屈折力、垂直ジャクソン・クロスシリンダー、および傾斜ジャクソン・クロスシリンダーを相互に独立して適用するために使用されてもよい。

10

【0048】

一部の実施形態において、視力調整可能レンズ110は、液体充填レンズ、エレクトロウエットティング・レンズ、Alvarezレンズ、空間光変調器、可変形状ミラー、空間的に変化する屈折力を持つレンズ（たとえば、プログレッシブ・レンズ）、光屈折力を調整するためにレンズ距離を変えるマルチレンズ・システム（たとえば、オプティカル・トロンプーン、Badalシステム）、または調整可能フレネル・レンズ、のうちの少なくとも1つであってもよい。一部の実施形態において、視力調整可能レンズは、2つの要素の相互に関する横または回転変位の関数として、可変焦点屈折力を適用するように構成された2要素のオブジェクトを含むことができる。たとえば、Alvarezレンズペアは、可変焦点屈折力を適用するため、要素の光軸に垂直の方向に、相互に関して横に変位されるように構成された2つのそのような光学要素を含むことができる。もう1つの実施形態は、レンズ状の異なる点に沿って異なる焦点屈折力を有する非対称であることによって調整可能であるレンズを含む。そのような非対称レンズは、レンズの焦点屈折力を変えるために、システムの光軸と垂直な面に沿って変位されてもよい。このタイプの非対称レンズは、「ハイブリッド・フレネル・レンズ」と称され、たとえば、バーチャル・リアリティ・ヘッドセットに使用されてきた。

20

30

【0049】

本明細書において説明される実施形態において使用される例示の調整可能レンズは、たとえば、液体充填レンズのOptotune（登録商標）EL-10-30シリーズを含むことができる。このシリーズは、ミリ秒内で調整される焦点距離および対応する光屈折力を有し、これ以降さらに説明されるように、閉ループ形式で実行される反復波面測定に高速な応答をもたらす。Optotune（登録商標）EL-10-30の1つのモデルは、たとえば、焦点距離+120から50mmに対応する、+8.3から+20ジオプター（dpt）の光屈折力で調整される。さらに、Optotune（登録商標）EL-10-30シリーズは、近赤外（NIR）最適化を備えており、これは一部の実施形態において好ましく行われているように、眼から受け取られるNIR光を検出するために有用である。調整可能レンズはまた、近視患者に使用される負の屈折力をカバーすることができる。たとえば、Optotune（登録商標）EL-10-30-C-NIR-LD-MVは、-1.5から+3.5dptの間で調整される。使用されるもう1つの例示の調整可能レンズは、Varioptic Visayan（登録商標）80S0エレクトロウエットティング・チューナブルレンズを含むが、これは可変焦点（-12から+12まで）および非点収差（-6から+0dptまで）屈折力に適用することができる。

40

【0050】

図1において、視力調整可能レンズ110はまた、光学経路112に沿って眼から波面セ

50

ンサー 116 に向けて光 108 を通過させるように構成される。波面センサー 116 は、眼からの光を受け取って、眼からの光 108 の波面 114 を測定するように構成される。波面センサー 116 は、たとえば、同じ焦点距離を有し、受け取った光を、光のビームの断面内のさまざまな点において、たとえば CCD または CMOS アレイであってもよい光子センサーに集めるように構成される小型レンズのアレイを備えるシャックハルトマン波面センサーであってもよい。波面検知の技術分野において知られ理解されているように、そのような波面センサーは、スポットのパターンを生成し、そこから測定される光の波面は高い精度で決定されうる。

【0051】

波面センサー 116 は、光 108 の波面の表現 118 を決定モジュール 120 に提供する。波面の表現 118 は、たとえば、波面センサー 116 のセンサーアレイのピクセル値の形態のイメージを含むことができる。しかし、その他の実施形態において、波面センサー 116 は、たとえば圧縮イメージ、または一連のスポット分離、またはセンサーアレイ上のスポット中央位置のような、その他の形態の表現を提供するように構成されてもよい。

10

【0052】

決定モジュール 120 は、センサー 116 から測定された波面に基づいて、眼 106 の特性 122 を決定するように構成される。特性 122 は、眼の収差、眼の眼鏡またはコンタクトレンズの処方、他覚的または自覚的に決定された矯正パラメータ、遠近調節幅または老眼処方、患者により装着されるかまたは装着されると意図される眼鏡のレンズ測定計データ、またはその他の関連するデータの 1 つまたは複数の値のような光学特性を含むことができる。さらに、一部の実施形態において、決定モジュール 120 は、波面センサー 116 によって生成されるスポット・パターンのような、その他のデータを出力するように構成されてもよい。そのようなスポット・パターンは、一部の実施形態において、これ以降さらに説明されるように、眼の位置合わせおよびその他の目的で、ライブ・イメージを提供するために有利に使用されてもよい。

20

【0053】

一部の実施形態において、筐体 102 は、眼 106 を有する人物の少なくとも 1 つの手によって握られ、使用中に装置の全重量を支えるように構成されてもよい。そのような構成の例は、たとえば、図 5 A ~ 図 5 C に含まれる。これらの実施形態は、たとえば医師、オペレータ、またはその他の支援がない場合であっても、眼を有する人物が、ポータブルに装置 100 を使用して、眼鏡の処方のような眼のデータを得られるようにすることができる。

30

【0054】

一部の実施形態において、ポート 105 は、筐体 102 の光学ウィンドウを含むことができるか、または筐体へのモジュラー・アタッチメントの開口部であってもよい。一部の実施形態において、アイカップ 104、視力調整可能レンズ 110、およびポート 105 は、物理的に離れている。1 つの実施形態において、ポート 105 は「近位」ポートとして説明されてもよく、デバイスが「オープンビュー」であって、眼 106 が装置 100 を通じて装置 100 の外部のオブジェクトまたは特徴まで見通せるようにするように、追加の「遠位」ポートもまた筐体に提供されてもよい。装置 100 は、1 つの眼を受けるように構成されているという意味において、単眼用である。しかし、その他の実施形態において、装置は、たとえば図 5 A ~ 図 5 C に関連してこれ以降説明されるように、両眼用であってもよい。一部の両眼用の構成において、第 2 の視力調整可能レンズは、筐体に取付けられるように、および可変焦点屈折力を第 2 の眼からの光に適用するように構成されてもよい。第 2 の視力調整可能レンズは、これ以降さらに説明されるように、第 1 の視力調整可能レンズ 110 の機能と類似する機能、または別個の機能を実行することができる。

40

【0055】

一部の実施形態において、装置は、波面 114 を最適化するように反復的に調整されるように構成された視力調整可能レンズを含むことができる。たとえば、視力調整可能レンズ 110 は、眼 106 によって生成される収差が最小化されるように、および視力調整可能

50

レンズ 110 が眼 106 を有する人物に装着される眼鏡をシミュレートできるように、波面 114 を可能な限り平面波面に接近させるように調整されてもよい。

【0056】

一部の実施形態において、眼 106 は、人物の生の眼である。しかし、その他の実施形態において、図 5A ~ 図 5C に関連してこれ以降さらに説明されるように、眼 106 は、たとえば較正の目的で、またはレンズ測定計機能に従って眼鏡の処方決定のために使用されうる人工眼である。

【0057】

図 2 は、オープンビューであるように、またはその他のオプションの特徴も含むように構成される実施形態の装置 200 を示す概略ブロック図である。オープンビューの実施形態は、これ以降さらに説明されるように、眼 106 が、装置の 2 つの側面の間の目視チャネルを通じて、装置 200 の筐体 202 の外部にあり筐体 202 から間隔をあけたターゲット印を見ることができるという利点を有する。遠くの外部表面 250 の外部ターゲットオブジェクトまたはその他のターゲット印が、有効無限遠（眼から 20 フィート以上）に眼 106 から間隔をあけられているとすれば、眼 106 は、装置 200 によって行われる屈折測定が改善されうるように、遠近調節されていない弛緩した状態を十分に維持することができる。クロズドビュー構成の波面収差測定器が、オープンビューシステムと比較してより多くの計器近視（0.3 dpt）を生じさせることが示されている（たとえば、非特許文献 1 参照）。

【0058】

装置 200 は、筐体 202 を通じて眼 106 からの光 108 を受け取るように構成された近位ポートとしての役割を果たす接眼レンズ 205 に極めて接近して取付けられた視力調整可能レンズ 110 を有するように構成される。接眼レンズ 205 は、モジュール式であって筐体 202 がその他のモジュール式アタッチメントを受けられるように、筐体 202 から取外し可能である。例示のモジュール式アタッチメントは、図 5A ~ 図 5C に関連してこれ以降説明されるレンズ測定計、図 5D ~ 図 5K に関連してこれ以降説明される較正アタッチメント、またはさまざまな焦点範囲を有するその他の接眼レンズを含むことができる。

【0059】

知られているように、さまざまな眼が、幅広く変化する光学収差を有し、幅広く変化する処方を有する可能性がある。-12 から +12 dpt までの調整範囲を有する、上記で説明されている Varioptic Visayan（登録商標）80S0 調整可能レンズのような、所与の調整可能範囲を有する所与の視力調整可能レンズは、所与の範囲の必要とされる矯正を有する患者用の眼鏡矯正をシミュレートすることができるようになる。したがって、一部の実施形態において、1 つの矯正の範囲をカバーする視力調整可能レンズ 110 を備える接眼レンズ 205 は、それに対して異なる矯正の範囲を有する患者に対処するために、異なる矯正の範囲をカバーする異なる調整可能レンズを有する別の接眼レンズとモジュール方式で置き換えられてもよい。

【0060】

あるいは、一部の実施形態において、接眼レンズ 205 は、さまざまな目的で、追加のレンズおよび光学系を提供するように構成される。たとえば、接眼レンズ 205 は、筐体に取付けられた、固定のレンズを提供して、装置 200 の屈折矯正測定の範囲を移すために固定の焦点屈折力を眼からの光 108 に適用するように構成されてもよい。さらに、さまざまな固定の焦点屈折力を有するさまざまな固定のレンズは、たとえばさまざまな屈折矯正を持つさまざまな人物に対処するため、接眼レンズ 201 によって、または別の筐体 202 の部分によって、または装置 200 内で、交互に受け取られてもよい。さらに、接眼レンズ 205 はまた、フォギングレンズまたは装置 200 を通じて眼の視界をぼやけさせるように構成された光学系を提供するように構成されてもよい。フォギングは、毛様筋麻痺薬ではない（毛様筋麻痺を必要としない）手法であり、オープンビューのシステムの必要性を回避するという利点を有する。フォギングはまた、所与の患者の屈折異常のタイプ

10

20

30

40

50

(近視または遠視)に従って矯正されてもよい。

【0061】

さらになお、接眼レンズ205は、図1に関連して上記で説明されている一連の個々の調整可能レンズを備える視力調整可能レンズを提供するように構成されてもよい。たとえば、単一の視力調整可能レンズではなく一連の個々の調整可能レンズを使用することで、システムによってシミュレートされうるレンズ屈折力の範囲を増大させることができる。一連の個々の調整可能レンズはまた、動的範囲を向上させ、システムの全体的な光学収差を低減することもできる。個々の調整可能レンズは、たとえば、すべて共通の光軸を中心として、相互に光学的に直列に配列され(積み重ねられて)もよい。個々の調整可能レンズは、たとえば、別個のより大きい、およびより小さい光学矯正範囲をカバーするために使用されてもよい。さらに、そのような配列(積み重ね)の個々の調整可能レンズは、別個の、異なるそれぞれの光学矯正に対処するように構成されてもよい。一連の個々の調整可能レンズは、たとえば、相互に独立して、球面屈折力、非点収差屈折力(円柱)、光に適用された円柱(非点収差)屈折力の軸、およびより高次の収差に個別に対処することができる。一部の実施形態において、一連の個々の調整可能レンズは、球面等価屈折力、垂直ジャクソン・クロスシリンダー、傾斜ジャクソン・クロスシリンダー、および高次矯正を相互に独立して適用するように構成されてもよい。

10

【0062】

屈折ケアの科学において理解されているように、眼鏡の矯正レンズは通常、患者の眼の角膜の表面から約14mmの位置にある。好ましい実施形態において、眼鏡の屈折矯正を最善にシミュレートするため、視力調整可能レンズ110は、レンズ110の平面228が角膜の前表面227から約14mmの距離229にあるように構成されるように構成される。したがって、この場合、視力調整可能レンズ110が位置している平面228は、近位ポートが眼を受けたとき眼106の眼鏡平面に対応する。

20

【0063】

屈折測定が行われている間、眼106は、有効無限遠で表面250に位置する外部ターゲットオブジェクト252からの光248を見ることができる。このオープンビュー設計は、装置内でさまざまな機能を実行し、眼106によって感知される可視スペクトルで大部分が透過的である2つのビーム・スプリッタ226aおよび226bによって容易にされる。

30

【0064】

ビーム・スプリッタ226aは、眼106から受け取られたNIR光108を波面センサー116に向けて反射するように構成される。ビーム・スプリッタ226aと波面センサー116の間の光学経路はまた、さまざまな調整光学系236aも含む。調整光学系246aは、たとえば、ビーム開口部/虹彩、所与の波長のNIR光のみを通過させるように構成された狭帯域光学フィルタ、減衰フィルタなどを含むことができる。調整光学系236aはまた、光学経路内に配置され、波面センサー116で不要な光を最小化するように構成された交差偏光器をオプションで含むこともできる。ビーム開口部の場合、眼球照明光源からの光は、開口部によって制限されてもよく、例示の開口部サイズは、約50μmから約500μmの範囲にわたってもよい。

40

【0065】

波面センサー116は、眼の特性122を決定するように構成された、決定および制御モジュール220に、波面表現118を提供する。決定および制御モジュール220は、図1の決定モジュール120の機能と類似する機能を実行するが、モジュール220は制御機能も含む。特に、制御モジュール220は、制御信号230aをレンズドライバ232aに出力するが、レンズドライバ232aはドライブ信号234aを視力調整可能レンズ110に出力して、レンズ110を適切な焦点屈折力に設定する。決定および制御モジュール220における適切な論理により、これは閉ループシステム(回路)を形成し、波面表現118は継続的に監視されてもよく、制御モジュール220は、視力調整可能レンズ110の設定を継続的に更新するために、適切な制御信号230aを提供することができ

50

る。このプロセスは、視力調整可能レンズ 110 を使用する眼 106 の波面誤差を最小化するために反復的であってもよい。このようにして、視力調整可能レンズの可変焦点屈折力は、眼からの光の波面誤差を最小化するために連続的な波面測定に応じて反復的に調整されてもよい。さまざまな反復プロセスは、たとえば、図 6 および図 10A ~ 図 10B に関連してこれ以降さらに説明される。

【0066】

装置 200 はまた、NIR 光（眼球照明光 240）を眼に向けて出力するように構成される照明光源 238 を含む。その他の実施形態において、眼球照明光および眼から受け取られた光は、可視であるかまたは赤外線であってもよい。照明光 240 は、ビーム・スプリッタ 226b によって反射され、ビーム・スプリッタ 226a を通過し、視力調整可能レンズ 110 を通して近位ポート 205 を出て眼 106 に入る。光 240 は、眼 106 の網膜において焦点スポット 207 を形成することが意図される。眼球照明光 240 の一部は、眼 106 によって反射され、散乱されて、波面センサー 116 で検出されるべき眼からの光 108 として受け取られる。

【0067】

眼球照明光 240 が視力調整可能レンズ 110 を通過するとき、その収束または発散は、調整可能レンズ 110 の設定による影響を受ける。網膜における焦点スポット 207 を保持するため、装置 200 は、可変焦点屈折力を眼球照明光 240 に適用して網膜の焦点スポット 107 を保持する光源調整可能レンズ 210 を含む。したがって、決定および制御モジュール 220 が視力調整可能レンズ 110 の焦点屈折力を調整する場合、光源調整可能レンズ 210 は、眼球照明光 240 のみに影響を及ぼして焦点スポット 207 を保持する対応する値に調整されてもよい。光学の当業者によって理解されるように、視力調整可能レンズと光源調整可能レンズ 210 との間の対応する設定は、レンズ 210 の適切な設定が調整可能レンズ 110 のあらゆる設定に対して知られうるように事前較正されてもよい。これらの対応する調整を行うために、決定および制御モジュール 220 は、較正データを格納するか、または図 4 に示されるメモリのような、別のソースから較正データを受け取って、適切な対応する設定を行うことができる。

【0068】

視力調整可能レンズ 110 が、所与の患者に必要な屈折誤差範囲を超えて矯正することができる場合、光源調整可能レンズ 210 への対応する調整は、必要とされないこともある。しかし、光源調整可能レンズ 210 は、特に眼が、視力調整可能レンズ 110 で矯正されうる最大屈折誤差よりも大きさが大きい屈折誤差を有する場合、眼の網膜に集光される照明光のスポットサイズを減少させることによって所与の視力調整可能レンズ 110 の測定の範囲を拡張するために使用されてもよい。さらに、光源調整可能レンズ 110 は、視力調整可能レンズを調整する前、間、または後に範囲をスウィープすることによって患者の眼の分析および対応する処方決定を促進するために使用されてもよい。たとえば、特定の視力調整可能レンズが、屈折測定の所与のセットについて所望されるほど迅速に調整を行えない場合、特定の結合された屈折力設定をより迅速に達成するために、光源調整可能レンズの光屈折力は、視力調整可能レンズの光屈折力と並行して調整されてもよい。さらに、光源調整可能レンズ 210 は、これ以降さらに説明されるように、スペckルを低減するために使用されてもよい。

【0069】

図 2 の光源調整可能レンズ 210 を制御するために、決定および制御モジュール 220 は、制御信号 230b をレンズドライバ 232b に出力する。ドライバ 232b は、ドライブ信号 234b を光源調整可能レンズ 210 に出力して、適切な設定を行う。好ましくは、視力調整可能レンズ 110 が、球面、円柱、および軸を独立して制御する場合、光源調整可能レンズ 210 は、すべての視力調整可能レンズ設定に対して眼球照明光が網膜に集光された状態を維持できるように、同様の独立した調整を含む。

【0070】

照明光源 238 とビーム・スプリッタ 226a との間の光学経路はまた、調整光学系 23

10

20

30

40

50

6 b も含む。光学系 2 3 6 b は、調整光学系 2 3 6 a の機能と類似する一部の機能を含むことができる。たとえば、光学系 2 3 6 b は、照明光源 2 3 8 に対応する波長の光のみを通過させるように構成された狭帯域フィルタを含むことができる。光学系 2 3 6 b はまた、照明光を定義するため、および光 2 4 0 をビーム・スプリッタ 2 2 6 b と位置合わせするために、眼球照明光 2 4 0 の直径またはダイアフラムを調整するように構成された虹彩（開口部）を含むことができる。照明光源 2 3 8 は、発光ダイオード（LED）であってもよいが、たとえばダイオード・レーザーまたはその他の平行のコヒーレント（または、スーパーミネッセント・ダイオードのようなセミコヒーレント）光源であってもよい。

【0071】

光学の当業者によって理解されるように、レーザーのような、コヒーレント照明光源 2 3 8 は、光源 2 3 8 のコヒーレンス度に応じて、眼 1 0 6 において、および波面センサー 1 1 6 において、ある程度のスペックル・パターンを生成することができる。したがって、高コントラストのランダム・スペックル・パターンは、波面センサーを使用して生成されたスポット・ダイアグラムに存在してもよい。これらのスペックル・パターンは、レーザー・スペックルと光 1 0 8 の波面を定義するスポット・パターンの間の感度を区別する波面センサー 1 0 8 の能力を干渉する可能性がある。スペックル・コントラストは、検出されたスポット・ダイアグラムの各スポットをローカライズする精度を低下させる可能性があり、これは検出されたスポット・ダイアグラムを使用して再構築される波面の精度を低下させる可能性がある。

【0072】

実施形態の 1 つの利点は、波面センサーによってスポット・ダイアグラムが取得されている間に、決定および制御モジュール 2 2 0 が、視力調整可能レンズ 1 1 0、光源調整可能レンズ 2 1 0、または両方の調整可能レンズを若干ディザリングする（つまり、可変焦点屈折力を急速に適用するかまたは別の屈折設定を調整する）ように構成されてもよい。光源調整可能レンズがディザリングされる場合、可変焦点屈折力は、光源 2 1 0 からの光 2 4 1 に適用される。このディザリングは、眼 1 0 6 において眼球照明光源によって生成されるスペックル・パターンをランダム化するか、または同等に、波面センサー 1 1 6 において眼からの光 1 0 8 によって生成されるスペックル・パターンをランダム化することができる。このディザリングは、たとえば、図 9 B に関連して説明されるように、小さい変動を光の波面に導入して、眼球照明光源により眼において生成され、波面センサーにおいて受け取られるスペックル・パターンをランダム化することができる。

【0073】

そのようなディザリングは、それ以外の場合に波面センサー 1 1 6 の測定感度を低下させるであろうレーザー・スペックル・パターンの作用を低減または除去することができる。ディザリングの強度が十分に大きい場合、スペックル・パターンは、取得の間にランダム化されることになる。スペックル・パターンが、単一の照射の間に十分にランダム化される場合、平均化されたスペックル・パターンが取り込まれる。このことは、スペックル・コントラストが低減されたために、スポット・ダイアグラム内のスポットが、より正確にローカライズされうことを暗示する。さらに、スペックル・パターンをランダム化するのに十分な大きいディザリングの強度はまた、焦点スポット 2 0 7 のサイズもしくは波面測定の精度に相当な影響を及ぼすことのないように十分に小さくてもよい。例示の球面ディザリング強度は、たとえば、 $+/-0.01 \text{ dpt}$ を含む。しかし、その他の例示の球面ディザリング強度は、たとえば、 $0.25 \sim 0.5$ の範囲のように、はるかに大きい。たとえば、円柱屈折力、軸、高次パラメータのようなその他の調整可能レンズパラメータ、またはその他の知られている基底関数系の球面等価屈折力のようなパラメータは、球面のディザリングの代替として、またはこれに加えてディザリングされてもよい。したがって、レーザー・スペックル・ノイズを除去または低減する能力は、実施形態の装置および方法において使用される調整可能レンズのさらにもう 1 つの利点である。

【0074】

装置 2 0 0 はまた、筐体 2 0 2 に取付けられたオプションのターゲット光源 2 4 4 を含む

10

20

30

40

50

。図 2 は、筐体 202 の内部に取付けられたターゲット光源を示すが、その他の実施形態では外部取付けを含むことができる。ターゲット光源 244 は、可視ターゲット光 246 を出力するように構成され、ターゲット光 246 はビーム・スプリッタ 226b によって反射され、筐体内の遠位ポート 224 を通じて装置 200 から出力される。近位および遠位ポートは併せて、眼 106 が外部ターゲット 252 を見通すことができる光軸 242 と平行な目視チャネルを形成する。可視ターゲット光 246 は、筐体 202 の外部で筐体 202 から間隔をあけられている遠位外部表面 250 上にスポットまたはその他の印を作成する。スポットまたはその他の印は、眼から有効無限遠で遠位外部表面 250 により眼が遠近調節されるようにするため、眼 106 により見ることができる。可視ターゲット光 246 は、表面 250 から反射または散乱され、一部が装置 200 を通じて戻り光 248 として眼 106 に戻る。しかし、その他の実施形態において、ターゲット光源 244 は使用されない。代わりに、眼 106 によって見られる戻り光 248 は、外部ターゲットオブジェクト 252 から散乱または反射され、装置 200 を経由する周辺光である。

10

【0075】

図 2 に示される概略ブロック図において、眼からの光 108、可視ターゲット光 246、戻り光 248、および眼球照明光 240 は、眼の光軸 242 からオフセットされているように示されている。この描写は、例示における便宜上のものに過ぎず、これらの光ビームのすべては、相互に一致し、同一線上にあり、光軸 242 を中心とすることができる。

【0076】

しかし、好ましい実施形態において、ポート 205 を出る眼球照明光 240、およびポートに入り調整可能レンズ 110 によって受け取られる眼からの光 108 は、同一線上にはない。この同一線上にない配向は、眼の角膜の表面から後方反射される眼球照明光 240 が波面センサーにおいて受け取られることを低減または除去することができる。これは、ノイズを低減し、波面センサーによって検出される波面信号の信号対雑音比を増大させる上で非常に役立つ可能性がある。

20

【0077】

眼に入る光を眼を出る光と同一線上にしないという原則に従って、さまざまな調整が図 2 の光学構成に行われてもよい。たとえば、波面センサー 116 の検出面 217 は、照明光源 238 の照明軸 241 と垂直ではなくてもよい。波面センサー 116 は、眼の光軸 242 とわずかに非平行であってもよい。言い換えれば、波面センサー 116 の検出面 217 は、ビーム・スプリッタ 226b と眼 106 の間の光学経路内で眼球照明光 240 の照明軸と非平行であってもよく、検出面 217 は、眼球照明光源 238 とビーム・スプリッタ 226b の間の光学経路内で眼球照明光 240 の照明の軸と非垂直であってもよい。

30

【0078】

図 3 は、図 1 および図 2 に示されているような、実施形態のデバイスのさまざまなオプションの入力および出力の特徴を示す概略図である。特に、図 2 に示される装置 200 の筐体 202 は、レポーティング・インターフェイス画面 354、ダイヤル 356、通信インターフェイス 360、方向ボタン 358、およびトリガー・スイッチ 397 を含むことができる。ダイヤル、方向ボタン、およびトリガー・スイッチは、眼科患者により、または臨床医により、眼科患者の自覚的屈折嗜好に従って視力調整可能レンズの可変焦点屈折力を調整するように調整可能に構成されてもよい手動制御の例である。その他の実施形態において、これらの入力および出力は、装置 200 と操作上の通信を行う周辺デバイスによって提供される。周辺デバイスの例は、たとえば、図 4 に示されるようなセルラー電話、または臨床医、患者もしくはその他のユーザが入力を指定するか出力を受け取るために使用することができる別個のハンドヘルドの、有線もしくは無線により接続されたコントローラを含むことができる。

40

【0079】

レポーティング・インターフェイス画面 354 は、たとえば、示されているような眼鏡の処方、または眼 106 の別の特性を得るためにユーザによって読み取り可能な筐体 202 上の LCD 画面であってもよい。レポーティング・インターフェイス画面 354 は、測定

50

が完了した後、右（OD）および左（OS）眼の球面（S）、円柱（C）、および軸（A）測定を提供する。高次収差に関する情報、右および左眼について測定されたゼルニケ多項式パラメータ、コンタクトレンズ処方、位置合わせ情報、およびその他の情報のような、さまざまなその他の情報もまた、レポーティング・インターフェイス画面354を使用するユーザまたはオペレータに提示されてもよい。もう1つの例として、レポーティング・インターフェイス画面354は、たとえば、装置の較正を補助するため、または初期セットアップのための眼の位置合わせのために、図2の波面センサー116によって生成されるライブ画像を表示することができる。レポーティング・インターフェイス画面354によって提供されるさらなる代替的な情報は、波面センサー116によって生成される静的画像、検出された波面を表すその他の情報、較正の指示、操作の指示などを含む。さらに、一部の実施形態において、レポーティング・インターフェイス画面354は、実行される測定を選択するなど、ユーザが情報を入力できるようにするタッチスクリーンである。図3に示される特徴のデバイス筐体または周辺モジュールへの実際の配置は、さまざまな実施形態において異なる場合がある。トリガー・スイッチ397の例示の配置は、図5A～図5Cに示される。

【0080】

通信インターフェイス360は、最善の測定精度のために眼を筐体の入力ポートに位置合わせする方法についての指示のような、可聴式の指示をユーザに提供するように構成されたスピーカー362を含む。一部の実施形態において、スピーカー362は、眼の測定の前および測定中に段階を追った指示をユーザに提供する。インターフェイス360はまた、ユーザの屈折嗜好のような、ユーザからの入力を受け取るために使用されてもよいマイクロフォン364を含む。この特徴は、たとえば図8A及び図8Bに関連してこれ以降さらに説明されるように、装置200がホロプターモードで動作している場合に特に有用である。したがって、スピーカー362は、「1または2の、どちらのレンズ設定が最適か教えてください」とのような特定の指示を提供することができる。次いで、図2に示される装置200は、視力調整可能レンズを2つの異なる設定に、代わる代わる設定することができる。スピーカー362は、どの設定が1であり、どの設定が2であることを指示することができる。次いで、ユーザは、マイクロフォン364を通じて、「1」または「2」と答えて、眼鏡矯正をシミュレートする視力調整可能レンズ110のどの設定が、眼106が測定されている人物であるユーザにとって好ましいかを指示することができる。

【0081】

自覚的嗜好を指定するために先ほど説明された口頭でのやりとりの代替として、どちらの視力調整可能レンズ110設定が好ましいかを指定するために、ユーザにより方向ボタン358が押されてもよい。たとえば、波面センサー116は、ユーザの他覚的な屈折矯正を決定するために使用されてもよい。次いで、視力調整可能レンズ110は、眼106に適用される矯正レンズをシミュレートするように設定されてもよい。次いで、ユーザは、自覚的嗜好に従って、方向ボタン358を使用し、視力調整可能レンズ110の屈折設定にさまざまな変更を指定する機会を与えてもよい。この調整の範囲は、 $+/-0.25 \sim 0.50 \text{ dpt}$ の球面矯正調整範囲のような、比較的小さい範囲にわたる微調整であってもよい。ユーザが自覚的嗜好に球面矯正を指定すると、次いでボタン358は、同様の方式で、自覚的嗜好に従って円柱および軸を最適化するために使用されてもよい。視力調整可能レンズ110が球面、円柱、および軸のすべての好ましい設定に設定された後、さらに精度を高めるため、または自覚的嗜好の設定の再現性を評価するために、反復的に繰り返されてもよい。

【0082】

ダイヤル356は、方向ボタン358の代替として使用されてもよい。たとえば、ユーザは、たとえば、 $+/-0.25$ または $+/-0.50 \text{ dpt}$ の限定された範囲にわたり球面矯正を調整するようにダイヤル356を回すことができる。ボタンを押すよりも、ダイヤル356の回転運動のほうがスムーズであり、筐体202に障害を生じにくいので、ダイヤル356のほうが方向ボタン358よりも好ましい可能性がある。ユーザの嗜好およ

10

20

30

40

50

び必要な調整の度合いに従って、ダイヤル 3 5 6 を素早くまたはゆっくりと回すユーザの能力のような、その他の理由により、ダイヤル 3 5 6 のほうが使用しやすい場合もある。

【 0 0 8 3 】

トリガー・スイッチ 3 9 7 は、ユーザによる装置への入力のもう 1 つの手段を提供する。特に、図 5 A および図 8 A 及び図 8 B に関連してこれ以降さらに説明されるように、たとえば、トリガー・スイッチ 3 9 7 は、ユーザに測定が行われる準備ができている場合にユーザによって押されてもよく、次いで、波面センサーにより閉ループ方式で動作している視力調整可能レンズ 1 1 0 によって提供されるシミュレートされた屈折矯正が完全に満足

10

【 0 0 8 4 】

図 4 は、図 2 の決定および制御モジュール 2 2 0 のさまざまなコンポーネント、ならびに図 2 に示される一部の内部コンポーネント、図 3 に示されるその他のオプションのコンポーネント、および図 2 ~ 図 3 には示されていない一部のその他のオプションのコンポーネントを含む、さまざまなコンポーネントへのモジュール 2 2 0 の接続を示すコンピュータ相互接続図である。図 2 に示される装置の実施形態において、決定および制御モジュール 2 2 0 は、装置 2 0 0 のすべての必要な計算および制御機能を実行する。電気およびコンピュータ工学の当業者によって理解されるであろうように、その他の実施形態において、これらの機能が決定および制御モジュールとその他のプロセッサまたはコントローラとの間で分散されてもよいことに留意されたい。

20

【 0 0 8 5 】

決定および制御モジュール 2 2 0 は、さまざまなコンポーネントの相互接続として使用されるコンピュータバス 4 6 6 を含む。モジュール 2 2 0 は、データおよびプログラム命令を格納して必要な処理機能を実行するために使用されるメモリ 4 7 0 およびプロセッサ 4 7 2 を含み、処理機能は、測定された波面、調整可能レンズの設定、および得られた任意の他覚的嗜好の情報に基づいて、眼に適用されるべき屈折矯正処方を含む光学的特性のような、眼の特性を決定することを含むことができる。図 2 のモジュール 2 2 0 に入る波面の表現 1 1 8 は、プロセッサ 4 7 2 による分析のためにメモリ 4 7 0 に格納されてもよい。モジュール 2 2 0 はまた、必要に応じて外部コンピュータまたはネットワークと通信するためにコンピュータバス 4 6 6 に結合されたネットワーク・インターフェイス 4 6 8 を含む。ネットワーク・インターフェイス 4 6 8 は、たとえば、眼鏡注文の目的で外部コンピュータもしくはネットワークに屈折の結果をレポートするため、またはたとえば、装置 2 0 0 の機能が外部もしくはさらにリモートのコンピュータによって監視されるようにするために使用されてもよい。

30

【 0 0 8 6 】

プロセッサ 4 7 2 は、図 2 に示されるドライバ 2 3 2 a を制御する視力調整可能レンズ・インターフェイス 4 7 4 a に結合される。したがって、視力調整可能レンズ・インターフェイス 4 7 4 a を通じて、プロセッサ 4 7 2 は、視力調整可能レンズ 1 1 0 の設定を制御することができる。同様の方式で、プロセッサ 4 7 2 は、図 2 に示される光源調整可能レンズ 2 1 0 の制御のために光源調整可能レンズ・インターフェイス 4 7 4 b に結合される。図 1 に関連してこれ以降説明されるように、視力調整可能レンズ 1 1 0 または光源調整可能レンズ 2 1 0 のいずれかが、一連の個々の調整可能レンズを含む場合、インターフェイス 4 7 4 a または 4 8 4 b は、相応して、それぞれの個々の調整可能レンズの相互に独立した制御のために一連の個々のインターフェイスを含むことができることを理解されたい。

40

【 0 0 8 7 】

モジュール 2 2 0 はまた、調整光学 2 3 6 a および 2 3 6 b を制御するためにそれぞれ、インターフェイス 4 7 6 a および 4 7 6 b を含む。インターフェイス 4 7 6 a および 1 7 6 b は、調整光学系が調整可能である場合に得に有用である。たとえば、調整光学系 2 3

50

6 a および 2 3 6 b は、ビーム調整のために可変減衰および調整可能なダイアフラムおよび虹彩のような特徴を含むことができる。

【 0 0 8 8 】

モジュール 2 2 0 はまた、図 2 の波面センサー 1 1 6 からデータを受け取るための波面センサーインターフェイス 4 7 8 を含む。モジュール 2 2 0 内の通信インターフェイス 4 8 0 は、モジュール 2 2 0 が、図 3 に示される通信インターフェイス 3 3 0 との間でデータを通信できるようにする。図 4 には示されていないが、図 3 に示されるレポーティング・インターフェイス画面 3 5 4、ダイヤル 3 5 6、方向ボタン 3 5 8、およびトリガー・スイッチ 3 9 7 との間でデータを送信および受信するために、その他のインターフェイスが決定および制御モジュール 2 2 0 に提供されてもよい。インターフェイス 4 8 2 および 4 8 4 はまた、図 2 に示される照明光源 2 3 8 およびターゲット光源 2 4 4 をそれぞれ制御するために、モジュール 2 2 0 に含まれてもよい。たとえば、これらの光源は、使用されていないときはオフにされてもよく、光源の強さもまた、特定の実施形態において調整可能であってもよい。

【 0 0 8 9 】

ネットワーク・インターフェイス 4 6 8 は、ユニバーサルシリアルバス (U S B) インターフェイス、有線イーサネット・インターフェイス、ブルートゥース通信モジュール、無線赤外線 (I R) インターフェイス、無線ローカルエリアネットワーク (W L A N) インターフェイス、または無線セルラー・データ・インターフェイスのような有線または無線インターフェイスを含むことができる。そのような例示のインターフェイスを通じて、プロセッサ 4 7 2 は、類似する通信インターフェイスが装備されている外部またはリモート・デバイスと通信することができる。そのようなインターフェイスは、眼の測定結果を印刷するため、結果をサムドライブまたはその他のストレージ媒体に格納するため、測定結果をパーソナル・コンピュータ、セルラー電話、スマートフォン、またはクラウドベースのサーバに送信するため、眼鏡またはコンタクトレンズの処方 これらまたはその他の知られている手段のいずれかを介して送信するため、その他の方法で通信するため、またはその他の出力データを提供するために使用されてもよい。1 つの例において、図 7、図 8 A、図 8 B、図 9 A、図 9 C ~ 図 9 F、および図 1 0 A ~ 図 1 0 B に示される手順の任意の 1 つまたは複数によって決定される、他覚的屈折結果、自覚的屈折結果、レンズ測定結果、遠近調節測定、その他の眼の特性、機械学習結果、またはそれらの組合せは、適切に構成されたネットワーク・インターフェイス 4 6 8 により望ましい場所またはデバイスに直接または間接的に通信されてもよい。

【 0 0 9 0 】

図 4 に示されるインターフェイスの 1 つまたは複数は、オプションのフィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ (F P G A) 4 8 6 またはデジタル信号プロセッサ (D S P) 4 8 8 のような、適切にプログラムされたデバイスによって置き換えられるかまたはその機能を増大されてもよい。さらに、特定用途向け集積回路 (A S I C) 4 9 0 またはプログラマブル論理デバイス (P L D) 4 9 2 も使用されてもよい。

【 0 0 9 1 】

同様に図 4 にも示されているように、モジュール 2 2 0 は、セルラー電話 4 9 2 と通信するために使用されるインターフェイスを含むことができる。一部の実施形態において、セルラー電話は、筐体 2 0 2 に取り付けられるように構成されてもよいが、または決定および制御モジュール 2 2 0 に対して図 2 に関連して説明される機能の一部を実行するようにプログラムされてもよい。さらに、一部の実施形態において、セルラー電話 4 9 2 は、眼からの光の波面の表現を表示するために使用される。そのような表現は、たとえば、装置 2 0 0 に眼を位置付けるため、またはその他の自覚的もしくは他覚的分析の目的で使用されてもよい。一部の実施形態において、セルラー電話 4 9 2 は、図 3 に示されるレポーティング・インターフェイス画面 3 5 4 の機能、およびダイヤル 3 5 6、通信インターフェイス 3 6 0、方向ボタン 3 5 8、またはトリガー・スイッチ 3 9 7 のその他の入力または出力機能を実行するために使用されてもよい。さらに、一部の実施形態において、セルラー

電話は、シャックハルトマン波面センサーとして使用されてもよい。たとえば、写真を取得するために使用されるセルラー電話上の標準マルチピクセル・センサーアレイは、シャックハルトマン波面センサーの光センサーアレイの機能を実行するように適合されてもよく、別個のレンズレット・アレイは、眼から受け取られる光 108 をセンサーアレイに集光するために使用されてもよい。一部の実施形態において、セルラー電話は、患者のそれぞれの眼のそれぞれのシャックハルトマン波面センサーとして使用される 2 つのマルチピクセル・センサーアレイを含む。さらに、2 つのセンサーアレイの第 1 のセンサーアレイは、波面センサーとして使用されてもよいが、2 つのセンサーアレイの第 2 のセンサーアレイは、瞳孔測定、角膜曲率測定、虹彩画像処理、またはその他の知られている眼科画像処理機能の 1 つまたは複数を実行するために使用されてもよい。

10

【0092】

図 5 A は、実施形態の、両眼用の波面収差測定器装置 500 を示す上面図である。装置 500 は、図 2 に示される視力調整可能レンズ 110 を使用する波面収差測定器の測定を可能にするだけでなく、レンズ測定機能も可能にするように特に構成される。装置 500 は、筐体 502 を含み、筐体 502 は、眼 106 を有する人物の少なくとも 1 つの手によって握られて、使用中に装置 500 の全重量を支えるように構成されるグリップ特徴 503 を含む。

【0093】

筐体 502 に接続されているのは、眼 106 を有する人物（ユーザ、患者）の額および頬に対する装置 500 の機械的位置決めをもたらすように構成されたアイカップ 504 である。筐体内のポート 505 は、図 2 に関連して説明されるように、眼 106 を受け、眼から光を受けるように構成される。トリガー・スイッチ 397 は、図 5 A に示されるように、筐体 502 に取付けられる。スイッチ 397 は、図 3 に関連して説明される機能を実行する。特に、ユーザに装置 500 が測定を実行する準備が整うと、ユーザはトリガー・スイッチ 397 を押す。トリガー・スイッチが押された後、連続する波面測定は、図 2 に示される波面センサー 116 によって得られ、決定および制御モジュール 220 は、眼鏡矯正をシミュレートするように視力調整可能レンズ 110 を調整する。

20

【0094】

視力調整可能レンズ 110 が調整されるごとに、光源調整可能レンズ 210 は、眼球照明光 240 に眼 106 の網膜で焦点スポット 207 を形成させるように補正量ずつ調整されてもよい。これらの調整は、図 6 に関連してこれ以降さらに説明されるように、ユーザがシミュレートされた屈折矯正に満足するまで反復的に実行されてもよい。ユーザが満足すると、ユーザは再度トリガー・スイッチ 397 を押して、矯正に満足していることを指示することができる。その他の実施形態において、ユーザまたは技術者またはその他の補助する人物は、反復的調整が実行される間トリガー・スイッチを押し続けることができ、トリガー・スイッチの解除は、ユーザが矯正に満足していることを指示することができる。

30

【0095】

装置 500 はまた、患者（ユーザ）向けのレンズ処方を表示するように構成されるレポーティング画面 554 を含む。さまざまな実施形態において、レポーティング画面 554 は、たとえば、コンタクトレンズの処方、位置合わせまたはその他の目的の波面スポット・パターン、または図 3 に示されるレポーティング・インターフェイス画面 354 に関連して説明されるその他の情報を表示するように構成されてもよい。

40

【0096】

図 5 A はまた、眼鏡 598 のレンズ測定計測定を実行するため、モジュラー・インターフェイス 592 を介して装置 500 にモジュール方式で取付けられているレンズ測定計アタッチメント 591 を示す。したがって、筐体 502 は、人によって装着されることを意図された矯正レンズを受けて支えるように構成されるレンズ測定計アタッチメント 591 を受けるように構成される。レンズ測定計アタッチメント 591 はまた、矯正レンズに作り込まれることが意図されるレンズ・ブランクを支えるように構成されてもよい。このようにして、レンズ測定計アタッチメント 591 は、臨床の設定における両方のレンズ測定計

50

測定、およびレンズ製造工程中のレンズおよびレンズ・ブランクの分析に有用である。波面センサーは、矯正レンズまたはレンズ・ブランクを通じて受け取られる光の波面を測定することができる。図 1 のモジュール 1 2 0 または図 2 のモジュール 2 2 0 のような決定モジュールは、矯正レンズまたはレンズ・ブランクを通じて受け取られる光のレンズ波面に基づいて矯正レンズまたはレンズ・ブランクの屈折特性を決定するように構成されてもよい。

【 0 0 9 7 】

図 5 A において、レンズ測定計アタッチメント 5 9 1 は、各レンズを各々隔離されたベイに納める、眼鏡 5 9 8 の配置のためのレンズ保持ベイ 5 9 4 を含む。人工眼（モデル眼）5 9 9 を含む較正貯蔵器 5 9 5 もまた、知られている光波面特性の 2 つの光学コンポーネントを装置 5 0 0 内の 2 つのそれぞれの光チャネルに位置合わせするためにアタッチメント 5 9 1 に含まれる。較正貯蔵器 5 9 5 はまた、較正ホルダーまたは較正ベイと称されてもよい。

10

【 0 0 9 8 】

図 5 A のアタッチメント 5 9 1 はまた、レンズ測定計測定のために動きを最小にして眼鏡を安定させるように眼鏡 5 9 8 の光学コンポーネントを固定するため、モジュラー・インターフェイス 5 9 2 と較正貯蔵器 5 9 5 との間のスライディング・トラックおよび機構 5 9 6 を含む。スライディング・トラックおよび機構 5 9 6 は、両眼用装置 5 0 0 の 2 つのチャネルの間の距離を設定するために使用されてもよい。装置 5 0 0 が、ある人物の眼の屈折矯正を決定するために使用される場合、スライディング・トラックおよび機構 5 9 6 は、瞳孔間の距離（つまり、ユーザの眼の間の距離）と適合するように両眼用装置 5 0 0 を調整するために使用されてもよい。装置 5 0 0 が 1 つの眼鏡のレンズ測定に使用される場合、スライディング・トラックおよび機構 5 9 6 は、両眼用装置 5 0 0 を眼鏡の 2 つのレンズのそれぞれの光学的中心の間の距離と適合させるために使用されてもよい。トリガー・スイッチ 3 9 7 はまた、装置 5 0 0 に、ソフトウェア較正シーケンスの開始を通じてレンズ測定計測定をトリガーさせる。

20

【 0 0 9 9 】

人工眼 5 9 9 は、較正の目的で較正貯蔵器 5 9 5 に含まれるように示されている。人工眼 5 9 9 は、眼鏡に起因する収差が決定されうるように、既知の収差の役割を果たすことができる。レンズ測定計アタッチメント 5 9 1 は、図 5 D ~ 図 5 K に関連してこれ以降さらに説明される較正クレードル 5 1 7 とその内部構造の一部が類似していてもよい。特に、人工眼を保持するための貯蔵器、および眼鏡レンズが配置されうるスロットがあってもよい。

30

【 0 1 0 0 】

本明細書においてさらに説明される眼科測定の目的で装置 5 0 0 において使用される調整可能レンズ 1 1 0 は、オプションで使用されるかまたはレンズ測定計の目的で装置から取り外されてもよい。調整可能レンズ 1 1 0 が使用される場合、眼鏡のレンズが装置の基準範囲を超えているときに装置 5 0 0 の測定範囲を移動するように、調整可能レンズは固定の光屈折力で保持されてもよい。

【 0 1 0 1 】

40

図 5 B ~ 図 5 C は、図 5 A に示される装置 5 0 0 を示す側面図である。特に、図 5 D は、レンズ測定計アタッチメント 5 9 1 の外にある眼鏡 5 9 8 を示し、図 5 C は、レンズ測定計アタッチメントに挿入された眼鏡 5 9 8 を示す。これらの側面図はまた、装置 5 0 0 が筐体 5 0 2 の底部側に第 2 のトリガー・スイッチ 3 9 7 を含むことも示している。

【 0 1 0 2 】

装置 5 0 0 が設計において双眼鏡であることが、図 5 A から留意されよう。一部の双眼鏡の実施形態において、装置を使用する人物の眼の対抗する眼を扱う、装置の両側面は、図 2 に示される光学要素と類似する光学要素を含むように設計されている。このようにして、装置を使用する人物の両眼について、同時に測定が得られてもよい。図 5 A ~ 図 5 C に関連して説明されるものと類似する実施形態の装置は、装置のそれぞれの側面との両眼の

50

位置合わせを同時に行いやすくすることができる。

【 0 1 0 3 】

しかし、図 5 A ~ 図 5 C に示される実施形態において、装置 5 0 0 の片側は、ポート 5 0 5 の前面に配置された眼または眼鏡レンズの波面収差測定を行うように構成されており、装置 5 0 0 のもう一方の側は、測定光学チャネルと同じ光透過率を有するように構成されるが、それ以外の場合はパッシブで見通すことができてもよい（つまり、オープンビュー）。これは、ユーザが、たとえば一方の眼の視界がもう一方の眼の視界よりも明るいのではなく、両眼を通して同じ視界を有することを保証することができる。したがって、装置 5 0 0 を使用して両眼で両方の測定を行うために、装置は、装置 5 0 0 を使用する人物の対向する眼、およびレンズ測定計モードで使用されるときは眼鏡の対向するレンズを、各眼または眼鏡を入れ替わりで扱うように、180°回転されてもよい。そのようなオープンビューの双眼鏡の実施形態は、両眼の視覚条件が相互に同等となるようにすることができる。これは、オープンビューでも双眼鏡でもない既存の小型波面収差測定器とは対照的であって、既存の小型波面収差測定器は患者の2つの眼の視覚条件を異なるものにし、双眼鏡の自覚的屈折（自然視覚）に悪影響を与える可能性がある。

10

【 0 1 0 4 】

図 5 D は、図 5 A ~ 図 5 C に示される装置 5 0 0 を較正するために使用されうる、上記で参照された、較正クレードル 5 1 7 を示す側面図である。構成クレードルは、筐体 5 0 2 、特にアイカップ 5 0 4 にモジュール方式で取付けられて、眼鏡からの屈折矯正、または生の眼に起因する収差がない完全な眼の参照波面測定を得るように構成される。人工眼アセンブリ 5 1 9 は、この目的を果たすために較正クレードル 5 1 7 に機械的に取付けられてもよい。

20

【 0 1 0 5 】

図 5 E は、人工眼アセンブリ 5 1 9 が取付けられた、較正クレードル 5 1 7 の透視図である。

【 0 1 0 6 】

図 5 F ~ 図 5 K は、図 5 E ~ 図 5 F に示される較正クレードル 5 1 7 と類似する較正クレードル 5 1 7 ' を示すさまざまな図である。較正クレードル 5 1 7 ' は、人工眼アセンブリ 5 1 9 で組み立てられている。特に、図 5 F はアセンブリの側面図であり、図 5 G はアセンブリの透視図であり、図 5 H はクレードル 5 1 9 を示す端面図である。図 5 I、図 5 J、および図 5 K は、装置 5 0 0 に取付けられた較正クレードル 5 1 7 ' を示すさまざまな図である。

30

【 0 1 0 7 】

装置 5 0 0 に取付けられた較正クレードル 5 1 7 または 5 1 7 ' を使用して、装置 5 0 0 は、較正の目的のために視力調整可能レンズのみに起因するレンズ波面誤差を決定することができる。知られているように、調整可能レンズは、固定レンズと比較して光学的品質が劣る可能性もある。したがって、生の眼がないので、較正クレードル 5 1 7 または 5 1 7 ' を備える人工眼アセンブリ 5 1 9 が配置され、人工眼アセンブリ 5 1 9 は、知られている光学特徴、および好ましくは完全な眼の特徴に可能な限り近い特徴を有し、その結果アセンブリ 5 1 9 に波面誤差を生じないので、測定される波面誤差は主として視力調整可能レンズ 1 1 0 に起因するものである。

40

【 0 1 0 8 】

視力調整可能レンズに起因するこの波面誤差の寄与は、眼 1 0 6 に起因する実際の波面誤差を決定する際に、図 2 に示される決定および制御モジュールのような、プロセッサにより考慮に入れられてもよい。このようにして、視力調整可能レンズ 1 1 0 の光学的品質はそれほど重要ではなくなり、たとえ視力調整可能レンズ 1 1 0 の存在を所与としても、デバイスが、極めて正確な測定および処方の決定をもたらしことができるようになる。したがって、固定レンズよりも低い光学的品質を有する視力調整可能レンズであっても、プロセッサは、較正による波面誤差への視力調整可能レンズの正確な寄与を考慮に入れることによって、高い精度で眼 1 0 6 の実際の波面誤差を決定することができる。

50

【 0 1 0 9 】

図 6 は、図 1 および図 2 に示される視力調整可能レンズを使用して眼の収差による波面誤差を矯正するため、および眼鏡の効果をシミュレートするための、反復プロセスを示す概略流れ図である。さらに、図 2 におけるように、光源調整可能レンズが使用される場合、調整を補償することが以下のように行われてもよい。

【 0 1 1 0 】

波面 6 1 4 a は最初に、図 2 において、視力調整可能レンズ 1 1 0 により光屈折力を適用されることなく、波面センサー 1 1 6 によって測定される。矢印 6 1 1 a は、図 2 に示される視力調整可能レンズ 1 1 0 に適用される調整可能レンズ調整を表す。この時点において、眼球照明光への視力調整可能レンズ 1 1 0 調整の影響を補償するため、および眼球照明光が網膜上のスポットに焦点を合わせた状態を維持するために、対応する補償の調整が、図 2 に示される光源調整可能レンズ 2 1 0 の光屈折力に対して行われてもよい。次いで、波面 6 1 4 b は、波面センサー 1 1 6 によって測定されるが、より少ない波面誤差（理想の平面波面からの少ない偏移）を呈する。

10

【 0 1 1 1 】

その後、矢印 6 1 1 b は、良好な眼鏡矯正をシミュレートするようにさらに微細な調整を適用し、対応する調整が光源調整可能レンズ 2 1 0 に行われる、視力調整可能レンズ 1 1 0 へのさらなる調整の適用を示す。次いで、波面 6 1 4 c は、波面センサー 1 1 6 によって測定される。この場合、波面 6 1 4 c は、視力調整可能レンズにより適用されている一部の過剰矯正を呈示する。シミュレーションは固有の視力調整可能レンズで使用可能なパラメータを使用して最良に適用されうるので、矢印 6 1 1 c は、眼鏡矯正をシミュレートするための視力調整可能レンズ 1 1 0 へのさらなる微細な調整を表す。前述のように、これらの調整可能パラメータは、特定の調整可能レンズの球面、円柱、および軸を含むことができる。加えて、調整可能レンズは引き続き開発され改善されていくので、特定の調整可能レンズが高次矯正に対しても調整および矯正することができるようになることが期待される。高次矯正の場合、同様の反復調整が実行されてもよい。さらなる微細な補償調整は、光源調整可能レンズ 2 0 に行われてもよい。

20

【 0 1 1 2 】

最終波面 6 1 4 d は、波面センサー 1 1 6 によって測定され、これは、視力調整可能レンズおよびシステムのその他の光学コンポーネントに存在する光学収差を考慮して、特定の視力調整可能レンズ 1 1 0 を使用して得られうる最良の波面を表す。図 6 に示される概略流れ図は、眼の位置合わせ安定性、眼の遠近調節、波面測定の再現性、最良の推定を得るための後続の波面測定の潜在的平均化などに依存して、さらに多くの反復を含むことができる。各々の継続的な波面誤差測定において、波面の最小（または最大）誤差が決定されてもよい。波面誤差を特徴付ける 1 つの方法は、たとえば、二乗平均平方根（ rms ）波面測定を用いることである。しかし、波面誤差のその他の手段もまた使用されてもよい。

30

【 0 1 1 3 】

さらに、図 6 に示される反復調整および測定プロセスは、視力調整可能レンズ 1 1 0 の複数のパラメータに連続的に適用されてもよい。たとえば、例示の方法において、調整可能レンズの球面調整は、たとえば、円柱および軸の次の最適化が後に続く測定された波面に関して最適化されてもよい。次いで、このプロセスは、さらなる最適化のために繰り返されてもよい（球面、円柱、および軸が再度測定される）。上記で説明されるように、レンズ設定を更新するための調整可能レンズを調整する潜在的な速度、ならびに波面検知のための取得速度（たとえば、毎秒 10 フレーム）により、このプロセスは、たとえ多次元および反復の場合であっても、非常に迅速に進行することができる。

40

【 0 1 1 4 】

図 7 は、眼の特性を決定するための手順 7 0 0 を示す流れ図である。特性は、眼によって生成される波面誤差、眼の屈折処方、遠近調節範囲の測定、老視測定、ホロプター測定、および本明細書において説明されるその他の測定を含むことができる。図 1 ~ 図 5 K に関連して説明されているような、本明細書において説明される実施形態のデバイスは、例示

50

の手順 7 0 0 を実行するために使用されてもよい。

【 0 1 1 5 】

7 1 3 a において、可変焦点屈折力は、視力調整可能レンズを使用して、眼を受けるように構成された筐体のポートを介して、眼から受け取られる光に適用される。7 1 3 b において、光は、眼から光学経路に沿って通過される。7 1 3 c において、眼からの光の波面が測定され、光は筐体のポートから光学経路を介して受け取られる。

【 0 1 1 6 】

7 1 3 d において、眼の特性は、眼からの光の波面に基づいて決定される。手順 7 0 0 に包含される実施形態の手順に関するさらなる詳細は、これ以降説明される。

【 0 1 1 7 】

図 8 A 及び図 8 B は、図 5 A ~ 図 5 C に示される実施形態のデバイスを使用して、眼科患者に実行されうるさまざまな測定手順、および例示の臨床検査の流れを示す全体流れ図である。図 5 A ~ 図 5 C の実施形態の装置（本明細書において「Q u i c k S e e」装置とも称される）は、図 1 ~ 図 4 に示される装置と類似するさまざまな特徴を含むことができるので、これらの図面にも参照が行われる。

【 0 1 1 8 】

図 8 A 及び図 8 B の横列 8 1 5 a は、Q u i c k S e e 装置を使用して眼が測定されている人物のような、ユーザによって実行されうる操作を指示する。横列 8 1 5 b は、たとえば技術者のような、オペレータによって実行されうる操作を示す。その他の実施形態において、横列 8 1 5 b で説明されているアクションは、ユーザによって実行されてもよいが、または実施形態の装置を使用して自動的に実行されてもよい。さらに、その他の操作は、たとえば、ユーザ、オペレータ、または検眼医もしくは眼科医によって、実施形態のデバイスを使用して実行されてもよい。横列 8 1 5 c は、Q u i c k S e e 装置によって実行されうる例示のアクションを示す。

【 0 1 1 9 】

図 8 A 及び図 8 B の縦列 8 2 1 a は、他覚的な屈折矯正を識別するために使用されうる操作を示す。本明細書において使用される、他覚的な屈折矯正とは、ユーザの自覚的な屈折嗜好を考慮することなく実行されうる測定を意味する。たとえば、屈折矯正は、たとえば図 2 に示される波面センサー 1 1 6 によって得られる波面表現 1 1 8 に基づいて、実施形態のデバイスを使用して他覚的に推定されてもよい。縦列 8 2 1 b は、たとえば、図 2 に示される視力調整可能レンズ 1 1 0 のような、視力調整可能レンズを使用することによる眼鏡の屈折矯正の効果をシミュレートすることによって、他覚的な矯正の推定を改善するために使用されてもよい操作を示す。

【 0 1 2 0 】

図 8 A 及び図 8 B の縦列 8 2 1 c は、たとえば、レンズ嗜好に関してユーザからフィードバックを得ることによって、他覚的な屈折推定を改善するために実行されうる自覚的な屈折の操作を示す。このプロセスは通常、たとえば、検眼医のクリニックにおいてさまざまな固定レンズを有する標準的なホロプターを使用して実行される場合、ホロプター測定と称される。しかし、有利なことに、本明細書において説明される実施形態により、ホロプター測定は、調整可能レンズを利用することによって自動または半自動で実施形態のデバイスを使用して実行されてもよい。縦列 8 2 1 d は、眼の遠近調節範囲の測定を得るために実施形態の装置および方法を使用して実行されうる例示の操作を示す。

【 0 1 2 1 】

上記で説明される他覚的な屈折プロセスにより、8 1 6 a において、ユーザは、既存の眼鏡をオペレータ（たとえば、技術者）にオプションで提示する。8 1 6 b において、オペレータは、図 5 A ~ 図 5 C に関連してさらに説明されるレンズ測定計アタッチメント 5 9 1 を使用して、ユーザの既存の眼鏡の屈折力を測定する。8 1 6 c において、レンズ測定を実行するため、Q u i c k S e e 装置は、レンズ測定モードに入る。レンズ測定に続いて、8 1 8 において、レンズ測定計アタッチメント 5 9 1 は取り外され、装置 5 0 0 は、ユーザの眼の少なくとも 1 つの他覚的な測定のために屈折モードに入る。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 2 】

レンズ測定のために視力調整可能レンズを使用する1つの利点は、たとえば、固定の調整可能レンズオフセットを実施することにより、測定範囲が容易に移行されうることを含む。これは、測定されている特定の眼鏡レンズが、装置の基準範囲の外にある場合に有用である。レンズ測定に視力調整可能レンズを使用するさらなる利点は、測定の精度を伴う。特に、視力調整可能レンズがある場合の眼の波面測定について上記で説明される精度の利点と同様に、レンズ測定の精度は、視力調整可能レンズを、検出される波面が可能な限り平行であるように、測定されている眼鏡レンズの光屈折力を無効にするよう設定することによって改善されうる。上記でさらに説明されるように、検出される波面が可能な限り平行である場合、波面測定自体がより正確になりうるので、波面測定に基づくときにより正確なレンズ測定につながる。この場合、眼鏡レンズの測定された光屈折力は、測定された波面と実施された光屈折力の組合せに基づいて決定されてもよい。

10

【 0 1 2 3 】

823において、測定される眼を有するユーザは、実施形態の装置を眼または測定される眼と位置合わせする。ユーザは、デバイスをユーザの顔と接触するように置き、装置を通して遠位ターゲットを見る。ユーザは、時々まばたきをして、ユーザの眼をあけた状態を維持する。825において、オペレータは、位置合わせプロセスでユーザを補助する。一部の実施形態の手順において、位置合わせの指示は、図3に示されるスピーカー362を通じてなど、装置によって提供される。827において、位置合わせプロセスの一部として、Quick See装置は、波面センサー116によって提供されるスポット・ダイアグラム画像のライブ・プレビューを表示する。これらの画像は、たとえば、図3に示されるような、レポーティング・インターフェイス画面、または図4に関連して説明される、取付けられたセルラー電話の画面に表示されてもよい。

20

【 0 1 2 4 】

829において、オペレータは、Quick See装置がユーザの眼と位置合わせされていることを確認する。その他の実施形態において、これは、デバイス自体からのフィードバックを使用して、自動的に実行されてもよい。位置合わせがオペレータにより手動で確認されるか、または自動位置合わせフィードバックが提供される場合のいずれであっても、位置合わせ分析は、波面センサーからのスポット・ダイアグラムに基づいてもよい。ユーザが装置を通して見る際に、ユーザの眼が波面センサーと光学的に中心を合わせられている度合いが分析されてもよい。特に、これは、スポット・ダイアグラムが波面画像センサーにどの程度良好に中心を合わせられているかをチェックして、ユーザの眼を光学的に波面センサーの中心に合わせるために、ユーザの顔に関してデバイスをどのように移動するかについてフィードバックを提供することにより、行われてもよい。

30

【 0 1 2 5 】

831において、ユーザは、屈折測定を開始すべきであることを指示するために、図5Aに示されるトリガー・スイッチ397を押すことができる。これに続いて、833において、Quick See装置は、リアルタイム屈折誤差測定を開始する。次いで、835において、必要に応じて、外部取付けまたは取外し可能レンズは、視力調整可能レンズの測定範囲を移すため、または患者の視界をばやけさせるために、Quick See装置へのモジュール式アタッチメントとして追加されてもよい。これらのレンズの追加は、たとえば、オペレータによって行われてもよい。上記で説明されるように、例示のVarioptic Visayan（登録商標）80S0調整可能レンズは、-12から+12dptまでの可変焦点光屈折力を適用することができる。したがって、たとえば、このレンズが視力調整可能レンズとして使用され、患者の眼が約-12dptの球面誤差を有する場合、調整可能レンズは、患者に最適な屈折矯正が決定されてシミュレートされるようにするための便利な調整の範囲を提供しないことがある。この例の場合、追加の、外部に取付けられた、+5dptの固定レンズは、装置に追加されて、測定のおよびシミュレートされた屈折矯正のために+5dptずつ測定範囲を移すように使用されてもよい。代替的な実施形態において、異なる測定範囲を有する異なる視力調整可能レンズが使用されてもよ

40

50

い。

【 0 1 2 6 】

図 2 に関連して上記で説明されるように、たとえば、接眼レンズ近位ポート 2 0 5 は、1 つまたは複数の追加の、モジュール式の固定レンズを必要に応じて受け入れるように構成されてもよい。代替として、ユーザは、たとえば、図 3 に示されるレポータリング・インターフェイス画面 3 5 4 またはスピーカーを通じて、オフセットまたはフォギングのために固有のレンズを挿入するよう、Q u i c k S e e 装置により指示を与えられてもよい。

【 0 1 2 7 】

眼鏡シミュレーション縦列 8 2 1 b に関しては、8 3 7 (1) において、図 2 に示される永続的組み込みの視力調整可能レンズ 1 1 0 は、眼 1 0 6 の不具合により生じた屈折誤差を無効にするために調整される。このプロセスは、たとえば、図 6 に示されるように反復的であってもよい。たとえば、図 6 の平面波によって、およびシャックハルトマン波面センサーからの一定の均等な間隔のスポット・ダイアグラムによって指示される、屈折誤差が可能な限りゼロに近づけられ、調整可能レンズ 1 1 0 がそのような結果を達成するように調整される場合、眼 1 0 6 は、オープンビュー装置 2 0 0 を通して外部ターゲットオブジェクト 2 5 2 を見る。次いで、眼 1 0 6 は、視力調整可能レンズ 1 1 0 によってシミュレートされた矯正レンズを通して効果的に見ている。この無効化プロセスは、波面センサー上のスポット・パターンを可能な限り一定にするために最適化ルーチンを実行することによって、先験的に完了されてもよい。例示の最適化手順は、これ以降説明される。

【 0 1 2 8 】

スポット・パターンを可能な限り一定にするための最適化手順は、いくつかの方法で実行されてもよい。1 つの簡単な方法は、収差のない波面に関して波面の二乗平均平方根 (r m s) 誤差を最小化することである。最適化手順において使用されるその他のよく知られているパラメータの例は、特に、ピークバレー (P - V) 波面収差またはストレール比である。これらの方法の一部は説明されている (たとえば、非特許文献 2 参照)。最適化手順は、フィードバック信号 (エラー信号) が前述のパラメータのいずれかによって与えられる標準閉ループ制御を使用して反復的に実行されてもよい。

【 0 1 2 9 】

最適化手順を実行するもう 1 つの可能性は、光学的または視覚的品質を最大化することである。この手法は、我々のデバイスが継続的に測定している眼の収差マップに追加することが数学的に容易であるという事実に基づく。測定された球面および/または円柱波面 (矯正をシミュレートする) を使用すると、我々は、フーリエ光学の標準的な方法を使用する結果の網膜画像を計算することができる。追加された波面の屈曲は、範囲にわたり眼 + レンズ・システムの光学的品質を変化させるスルーフォーカス実験をシミュレートするように体系的または反復的に変更されてもよい。(ストレール比のような) 光学的品質の適切なメトリックを所与として、この計算の手順は、矯正された眼の光学的品質を最大化するために必要とされる最適なレンズをもたらす。

【 0 1 3 0 】

あるいは、波面誤差最適化は、ゼルニケ係数に基づいてもよい。ゼルニケ係数は、決定および制御モジュール 2 2 0 によって各測定で得られてもよく、波面センサー 1 1 6 (または任意のその他の関心対象のパラメータ) によって得られる波面の R M S 誤差を計算するために使用されてもよい。このパラメータは、R M S 誤差を最小化するために視力調整可能レンズの球面、円柱、および軸を調整するために閉ループでエラー信号として使用されてもよい。さらに、各測定について、反復プロセスは、網膜画像品質推定の後に得られる光学的または視覚的品質メトリックに基づいて視力調整可能レンズ 1 1 0 に適用する調整を計算するために実行されてもよい。

【 0 1 3 1 】

さらなる代替として、決定および制御モジュール 2 2 0 は、波面センサー 1 1 6 によって得られる波面に基づいてゼルニケ係数を計算することができ、視力調整可能レンズ 2 2 0 への球面、円柱、および軸調整は、ゼルニケ展開によって指示される対応する屈折誤差成

10

20

30

40

50

分を補償するように行われてもよい。１つの簡単な例示の方法は、調整可能レンズ１１０に、２次ゼルニケ項（デフォーカス、斜乱視、および直乱視）を矯正させることを含む。

【０１３２】

このプロセス中に、視力調整可能レンズ１１０の調整の各々の場合において、光源調整可能レンズ２１０は、網膜上の照明光２４０の焦点スポットを保持するように対応する量ずつ調整されてもよい。

【０１３３】

８３７（２）において、視力調整可能レンズ１１０は、測定範囲を増やすかまたは移すように調整されてもよい。波面測定に基づいて決定される矯正は、眼鏡シミュレーションのために固定値として実施されてもよい。さらに、このシミュレーションは、粗いオフセットとして実施されてもよく、次いで、自覚的な屈折段階において、たとえば、ユーザの嗜好に基づいて、 $+/-1.0\text{ dpt}$ 、 $+/-0.5\text{ dpt}$ 、または $+/-0.25\text{ dpt}$ のような、比較的小さい範囲にわたり変化するようにされてもよい。８３７（３）において、上記で説明されているリアルタイム測定および反復無効プロセス中に、視力調整可能レンズ１１０または光源調整可能レンズ２１０は、波面センサー１１６によって得られたスポット・ダイアグラムのスペックル・ノイズに対処するようにわずかに調整されても（ディザリングされても）よい。このプロセスは、図１５aに関連してさらに説明される。

【０１３４】

８３９において、波面センサー１１６によって検出されたスポット・ダイアグラムが、視力調整可能レンズ１１０の調整によって均一になるよう、および最小化された屈折誤差を指示するように最適化されて、ユーザは、オープンビュー装置を通して、ユーザが見る視力調整可能レンズ１１０によって提供されるシミュレートされた眼鏡で、標準視力表を見ることができる。

【０１３５】

縦列８２１cの、８４１において、視力調整可能レンズ１１０は、波面センサーの測定を使用して、他覚的屈折に基づいて屈折矯正の最善の推定をシミュレートする光屈折力にすでに設定されている。この設定を開始点として、他覚的屈折が、多少ホロプター測定と類似する方法で実行される。しかし、視力調整可能レンズ１１０の利点を踏まえて、このプロセスは、ユーザが波面収差測定および他覚的屈折に使用される同じ装置を通して見る間、外部技術者の補助を最小限に抑えるか、または単独のユーザにより、自動的または半自動的に実行されてもよい。

【０１３６】

１つの実施形態において、スピーカー３６２は、ユーザにダイアル３５６を回すように音響メッセージを提供する。引き続き視力表（スネレンチャート、LogMARチャート、EDTRSチャート、もしくはタンプリングEチャート）または別のターゲットを見ている間、ユーザは、検査対象の眼の視力を最適化するようにダイアル３５６を調整し、球面は、ダイアル３５６の調整により視力調整可能レンズ１１０に対して調整される。その後、スピーカー３６２は、視力が最適化されたかどうかたずねる。ユーザは、マイクロフォン３６４を通して「はい」と応答する。次いで、スピーカー３６２は、ダイアル３５６を使用して視力を再度最適化するようにメッセージを提供する。この時点で、視力調整可能レンズ１１０の円柱調整は、ユーザが引き続き視力表を見ている間に行われる。ダイアルの同様の調整およびスピーカーとマイクロフォンを通した同様の確認の後、軸調整が同様に行われてもよい。このプロセスの後、球面を最適化するためにユーザにダイアル３５６を調整するようもう一度求めることなどにより、反復することが望ましい

【０１３７】

もう１つの実施形態において、ユーザは、必要に応じて、方向ボタン３５８を使用して球面矯正を上下に調整する。もう１つの実施形態において、外部技術者は、自覚的屈折測定中に補助を提供する。さらに、技術者は、患者が第１の調整可能レンズ設定、または第２の調整可能レンズ設定、などでより明確に見えるかどうかを患者にたずねて、患者に完全な自覚的測定プロセスを導くことができる。技術者は、Quick See装置を、本質的

10

20

30

40

50

に、ホロプターとして使用して、自覚的屈折を行うことができる。視力調整可能レンズ設定の切り替えは、デバイスへの直接入力により行われてもよい。しかし、より好ましくは、入力は、Quick See 装置にリンクされているタブレット・コンピュータのような、リモート・デバイスを介するものであってもよい。この場合、タブレット・コンピュータは、たとえば、図 4 に示されるセルラー電話 492 と同様の Quick See 装置に動作可能に接続されてもよい。さらにもう 1 つの実施形態において、視力調整可能レンズ 110 は、限定された範囲にわたり徐々に変更され、たとえば、ユーザの視力が球面、円柱、または軸に関して最適化されると、ユーザはトリガー・スイッチ 397 と類似するトリガーボタンを押す。

【0138】

843 において、自覚的屈折から得られた最終屈折値に基づいて、最終眼鏡処方が得られる。一部の実施形態において、データは、決定および制御モジュール 220 内で装置 200 自身によって、または図 4 に示されるネットワーク・インターフェイス 468 を介して接続されている外部モニタリング・コンピュータによって、収集される。自覚的屈折の最終値に関するデータは、他覚的屈折値と比較すると、最終処方値のより良好な予測のための統計を生成するように蓄積されてもよい。

【0139】

上記で説明されているように、実施形態の 1 つの独自の特徴は、同じデバイスを使用して他覚的および自覚的屈折を共に行うことができる能力である。眼が測定される各々の患者について、実施形態の装置および方法は、(i) 初期他覚的屈折、および (ii) 最終自覚的屈折を得るために使用されてもよい。各々の患者について、これらの 2 つの値は、ログに記録されて、どれほどの相違があるかを見ることができる。

【0140】

そのようなデータを蓄積してデータから学習することにより、方法は、最初に測定された他覚的測定を、自覚的屈折のさらに正確な開始点を提供するように、効果的に変更するために実施されてもよい。機械学習の手法は、各患者ごとに測定される他覚的および自覚的屈折だけにとどまらず、予測精度をさらに改善するために機械学習の方法により格納され分析されるべき、任意のユーザの（眼科患者の）個人的情報（たとえば、年齢、性別、人種）、または追加情報（たとえば、他覚的に測定された高次収差、または測定から計算された網膜画像品質）も考慮に入れることができる。

【0141】

この機械学習 / 予測の手法を使用する実施形態の有用な利点は、自覚的屈折のためのさらに正確な開始点を有することにより、完全な屈折プロセスに要する全体の時間が短縮されることである。また、十分に作り上げられた予測ルーチンを所与として、自覚的な屈折が行われる必要すらないこと、および自覚的な矯正の予測が他覚的な屈折の結果のみに基づいて行われることも可能である。

【0142】

本明細書においてさらに説明されるように、実施形態の装置によって測定される眼の特性は、たとえば、ホロプター測定に反映されるであろう自覚的な患者の嗜好を考慮に入れることなく、波面測定に基づく他覚的な特性であってもよい。決定モジュールは、他覚的な特性に基づいて、眼を有する人物の自覚的な屈折嗜好を予測するために使用されてもよい。決定モジュールは、患者の人口統計的または身体的な属性にさらに基づいて自覚的屈折嗜好を予測するようにされてもよい。人口統計的属性は、患者の年齢、性別、人種、体重、身長、職業、または別の人口統計的属性を含むことができる。身体的属性は、網膜画像品質、軸長さ、虹彩色、トポグラフィー、角膜曲率、球面もしくは円柱収差よりも高次の収差、または眼の別の属性、または患者の身体属性を含むことができ、これは他覚的および自覚的な眼の屈折結果の間の相違と何らかの相関を有することがある。

【0143】

決定モジュールは、多くのさまざまな眼患者のそれぞれの人口統計的または身体的な属性、およびそれぞれの他覚的な眼の特性を含むデータベースから作り上げられた相関を使用

10

20

30

40

50

して、自覚的屈折嗜好を予測するように構成されてもよい。それぞれの属性を格納するデータベースは、たとえば、図4に示されるメモリ470、または図4のネットワーク・インターフェイス468を介する外部サーバアクセスに含まれてもよい。

【0144】

1つの例において、他覚的および自覚的屈折結果は、実施形態の装置を使用して検査された多数の患者のそれぞれの年齢と共に、装置内のメモリに格納されてもよい。装置内の決定および制御モジュールは、たとえば、装置の他覚的屈折結果と自覚的屈折結果の間の相違が、患者の年齢に対してほぼ直線的に変化することを決定することができる。次いで、この線形相関に基づいて、決定および制御モジュールは、所与の患者の他覚的な屈折結果および患者の年齢に基づいて所与の年齢の所与の患者の自覚的屈折を予測することができる。

10

【0145】

もう1つの例示において、決定および制御モジュールは、装置の他覚的屈折結果と自覚的屈折結果の間の相違が、ほぼ二次関数に従って他覚的屈折結果自体の大きさと共に縮小することを決定することができる。したがって、所与の患者について、患者の他覚的屈折結果および二次関数に基づいて、決定および制御モジュールは、所与の患者の自覚的な屈折嗜好を予測することができる。次いで、視力調整可能レンズは、予測された自覚的嗜好に設定されてもよく、さらなる自覚的検査はオプションで行われてもよい。

【0146】

さらに、そのような予測の方法はまた、他覚的屈折のみを行うデバイスから得られたデータにも適用されてもよいことに留意されたい。たとえば、波面収差測定器からの他覚的な結果は、患者の膨大なサンプルにわたる自覚的なホロプター結果と比較されて、他覚的測定のみに基づいて（効果的に）自覚的な品質の屈折矯正を得るために適用されうる予測相関を作り上げることができる。それでもなお、同じ検査期間内で同じ装置を使用して得られた他覚的測定および自覚的測定に基づいて、他覚的苦節と自覚的屈折との相関、および自覚的屈折の嗜好の予測を作り上げることが好ましい。このコンテキストにおける同じ装置の使用は、さらに高速かつ堅実になる可能性を秘めている。

20

【0147】

たとえば、図1の決定モジュール120または図2の決定および制御モジュール220、または図1～図2の装置の一部もしくは装置とは別個のもう1つのプロセッサは、波面に基づく眼の特性に基づいて眼を有する人物の自覚的屈折の嗜好を予測するために計算を実行することができる。これは、上記で説明されている人口統計的および身体的な属性のような、さまざまな患者の属性の関数として、屈折の嗜好（ホロプター測定タイプの決定）と他覚的屈折値との間の相違を、経時的に、比較することによって行われてもよい。さまざまな方法および計算ルーチンは、ある期間にわたり収集された経験データに依存することができる。年齢、性別、眼の絶対他覚的屈折値、または他覚的屈折値と自覚的屈折値との相違に相関を有するユーザの任意の他の値を考慮に入れる方法が、使用されてもよい。このようにして、たとえ他覚的屈折のみに基づいても、自覚的屈折の予測が、時間の経過と共に改善されてもよい。

30

【0148】

縦列821dは、患者のフィードバックに基づいて遠近調節幅（範囲）測定を得るための例示の手順を示す。845において、装置200は、遠近調節測定モード（老視測定モード）に入る。847において、プッシュアップまたはマイナスレンズ技法が使用されるか、「追加」モードが使用されて、老視に対応する老眼鏡の処方決定する。849において、最終の遠近調節幅が得られる。

40

【0149】

（プッシュアップまたはマイナスレンズ技法のいずれかにより）遠近調節幅を測定するために、検査を受ける人物が正視であるか（つまり、遠見視力のために矯正レンズを必要としない）、または遠見視力のために（たとえば、眼鏡またはコンタクトレンズにより）適正に矯正されることが仮定されてもよい。Quick See装置のような実施形態のデバ

50

イスは、視力調整可能レンズを介して遠見視力のための適正な矯正をもたらすことができ、ホロプターまたは検眼レンズセットに取って代わることができる。

【0150】

視力調整可能レンズは、遠近調節を測定するためにマイナスレンズの方法を使用する場合に、特に有利であってもよい。従来、マイナスレンズの方法の場合、患者のフィードバックに基づいて、ターゲットが明白ではなくなるまで患者に単眼でマイナスレンズが導入されるのに応じて小さい近点ターゲットの遠近調節の要求は変更される。しかし、実施形態による視力調整可能レンズベースの装置では、追加のレンズが持ち歩かれる必要はなく、さらに多くのマイナス屈折力の導入は、従来行われるような段階的方式ではなく、連続的に行われてもよい。連続的に可変な屈折力の能力は、遠近調節幅のさらに正確な測定を結果としてもたらすと予想される。

10

【0151】

実施形態の方法および装置を使用する縦列821dに示される手順は、遠近調節測定のための既存の方法とは大きく異なっている。既存の方法は通常、ホロプターに取付けられた物理的移動ターゲットを使用することを含む物理的移動ターゲットは、（遠見視力を矯正するため）人物から距離をおいたところで出発し、患者の近視を追跡するために徐々に患者の眼に向かって移動される。眼と移動可能ターゲットの間の距離が十分に短くなった（近点よりも近い）時点で、眼は遠近調節できなくなる。移動ターゲットを使用する既存のシステムは、物理的に大きい、移動部品を必要とする、移動のためにアクチュエータを必要とする、設定間を迅速に循環する能力に欠ける、ドリフトまたはヒステリシスを有する可能性がある、および物理ターゲットが測定中に移動して、移動が検査対象の眼または両眼によって知覚される場合、眼に過剰遠近調節または過小遠近調節を行わせる、という欠点を有する可能性がある。既存のシステムとは対照的に、本明細書において説明される実施形態は、機械的に移動する部品を使用せずに、迅速で、繰り返し可能で、正確な遠近調節測定のための調整可能レンズを利用することができる。

20

【0152】

既存の方法およびシステムとは対照的に、本明細書において説明される実施形態のさらなる利点は、必要に応じて設定が変更される調整可能レンズを通して患者が同じ遠くのターゲットを見ている間中、調整可能レンズの設定への変更中または変更の間のいかなる時点でも波面測定を取得することによって、他覚的な遠近調節測定が得られることである。このようにして、遠近調節の非常に正確な決定が得られてもよく、これはたとえレンズ・システムと波面収差測定器の両方が同じ設定で使用されるが異なるシステムの一部として共に使用される場合であっても、既存の方法およびシステムでは可能なことではなかった。

30

【0153】

一部の実施形態において、遠近調節がもう生じていないことを波面測定が指示するまで、調整可能レンズ設定が変更されながら波面測定は反復的に行われるので、遠近調節測定には患者からの自覚的なフィードバックすら必要とされない。患者の口頭の応答を待つ必要がないので、遠近調節幅測定は、より迅速に完了されうる。遠近調節範囲の検査のような、眼科検査中に自覚的なフィードバックを提供するよう求められる患者は、自身のフィードバックにストレスを感じることも多く、自身の応答が「正しかった」かどうか確信が持てないので自身の最終結果に疑問すらいだく。実施形態の調整可能レンズおよび波面収差測定が組み合わされたシステムによって提供されうる他覚性は、これらの患者のストレスを解消することができる。結果が「正しい」応答に関する患者の懸念に影響を受けることがないので、および波面収差測定の特有の精度により、結果はより再現可能なものとなりうる。本明細書において説明される実施形態を使用する測定の精度はまた、（たとえば、子供、高齢者、臨床医と同じ言語を話さない患者などとの）患者のコミュニケーションの問題があるので、さらに信頼性の高いものとなりうる。調整可能レンズおよび波面収差測定装置を組み合わせた実施形態を使用して遠近調節を決定するための例示の実施形態の方法は、これ以降図9Eに関連してさらに説明される。

40

【0154】

50

図 9 A ~ 図 9 F は、図 8 A 及び図 8 B の流れ図の固有の部分がどのように実施されうるかをさらに詳細に説明することによって、図 8 A 及び図 8 B の全体的な屈折検査の流れ図を補足する。

【 0 1 5 5 】

図 9 A は、図 8 A 及び図 8 B の要素 8 1 8 において要約して示されている、実施形態の装置および方法を使用して、レンズ測定がどのように実行されるかをさらに詳細に説明する流れ図の形態で手順 9 0 0 a を示す。9 5 1 a において、図 5 A のアタッチメント 5 9 1 のような、レンズ測定アタッチメントは、実施形態のデバイスに取付けられる。図 5 A の眼鏡 5 9 8 のような眼鏡は、アタッチメントに入れられる。9 5 1 b において、光は、光学経路に沿って眼鏡レンズに送られる。たとえば、眼球照明光 2 4 0 (図 2 に示される) は、図 2 に示される経路に沿って進み、調整可能レンズ 1 1 0 を通って装置を出て、レンズ測定アタッチメント 5 9 1 に入ることができる。

10

【 0 1 5 6 】

9 5 1 c において、眼からの、特に図 5 A に示される人工眼 5 9 9 からの光の波面が測定される。光は、図 2 に示される光 1 0 8 と同様に、アタッチメント上のレンズから光学経路を介して受け取られる。9 5 1 d において、眼鏡レンズの屈折プロファイルは、図 2 に示される決定および制御モジュール 2 2 0 のような、モジュールによって決定される。9 5 1 e において、眼鏡レンズの屈折プロファイルは、決定および制御モジュール 2 2 0 に格納される。

20

【 0 1 5 7 】

図 9 B は、実施形態の装置および方法を使用して、特に調整可能レンズを利用することによって、波面測定におけるスペックルがどのように抑制されうるかをさらに詳細に示す流れ図である。図 9 B に示される手順 9 0 0 b の、9 5 3 a において、光は、光学経路に沿って、光源調整可能レンズ (たとえば、図 2 のレンズ 2 1 0) および視力調整可能レンズ (たとえば、図 2 のレンズ 1 1 0) を通って、照明光源 (たとえば、図 2 の 2 3 8) から送られる。9 5 3 b において、光の波面は、光源調整可能レンズ、または視力調整可能レンズ、またはその両方の焦点屈折力を変えることによって形成される。この波面形成は、たとえば、図 6 に示される反復形成と類似してもよい。9 5 3 c において、光の波面の小さい変動は、光源調整可能レンズ、視力調整可能レンズ、またはその両方の焦点屈折力を振動させることによって取り込まれ、眼および波面センサーにおいて生成されたスペックル・パターンをランダム化する。

30

【 0 1 5 8 】

図 9 C は、実施形態の装置および方法を使用して、特に他覚的屈折手順 9 0 0 c による調整可能レンズを利用することによって、他覚的屈折測定がどのように得られるかをさらに詳細に示す流れ図である。9 5 5 a において、光は、照明光源から、光学経路に沿って、光源調整可能レンズおよび視力調整可能レンズを通して、眼に送られる。光源調整可能レンズおよび視力調整可能レンズはいずれも、ゼロの焦点屈折力を適用するように最初に設定される。9 5 5 b において、眼の網膜から反射または後方散乱される光は、視力調整可能レンズを通して、波面センサーまで通過する。

【 0 1 5 9 】

9 5 5 c において、眼からの光の波面が測定される。9 5 5 d において、眼の屈折誤差 (たとえば、球面および非点収差) は、たとえば、図 6 に関連して上記で説明されるように、測定された波面と、視力調整可能レンズおよび光源調整可能レンズによって後に適用された焦点屈折力に基づいて推定される。9 5 5 e において、適切な焦点屈折力 (たとえば、球面および非点収差) は、調整可能レンズの品質および使用可能な調整を考慮して可能な最大程度まで眼の推定された屈折誤差を無効にするように視力調整可能レンズおよび光源調整可能レンズによって適用される。9 5 5 f において、要素 9 5 5 c、9 5 5 d、および 9 5 5 e は、眼の推定される屈折誤差が安定して容認可能な変動のレベル内 (たとえば、0 . 2 5 d p t、0 . 1 5 d p t、または 0 . 0 5 d p t) になるまで繰り返される。

40

【 0 1 6 0 】

50

図 9 D は、自覚的屈折手順 9 0 0 d により、実施形態の装置および方法を使用して、自覚的屈折測定がどのように得られるかをさらに詳細に示す流れ図である。9 5 7 a において、視力調整可能レンズは、ユーザの眼の屈折誤差を無効にするように設定され、屈折誤差は、図 9 C に示されるような他覚的屈折プロセスから推定される。9 5 7 b において、視力調整可能レンズの球面および非点収差屈折力は、あらかじめ定義されている方法を通じて自動的に、または眼科患者または助手からの手動の入力によって、体系的に（標準的な自覚的屈折の手法と一致して）変更される。

【 0 1 6 1 】

9 5 7 c において、視力調整可能レンズの屈折力の各々の変更後の快適性および視力に関して、眼科患者のフィードバックが求められる。9 5 7 d において、9 5 7 b ~ c からの要素は、眼科患者の眼鏡処方が、標準的な自覚的屈折手順（たとえば、ホロプターを使用する）と一致して完全に決定されるまで繰り返される。したがって、例示の図 9 D に示されるような自覚的屈折は、例示の図 9 C からの他覚的結果を使用することができるので、図 1 に示されるモジュール 1 2 0 のような決定モジュール、または図 2 に示される決定および制御モジュール 2 2 0 によって決定される屈折処方およびその他の特性は、同一の装置からの波面収差測定（他覚的結果）および調整可能レンズベースのホロプター測定（自覚的結果）の両方に基づくことができる。

【 0 1 6 2 】

図 9 E は、老視の評価のための遠近調節幅を測定するために実施形態のデバイスおよび方法がどのように使用されうるかを示す例示の遠近調節手順 9 0 0 e を示す流れ図である。9 5 9 a において、視力調整可能レンズは、自覚的屈折によって決定された患者の眼の屈折誤差を無効にするように設定される。9 5 9 b において、患者は、装置を通して、眼から約 0 . 4 メートル離れた標準的な読み取り距離に配置された、たとえば縮小されたスネレンチャートのような、小さい文字または記号のあるターゲットを見るよう求められる。

【 0 1 6 3 】

9 5 9 c において、ターゲット上の小さい文字または記号が、患者からのフィードバックに基づいてぼやけるまで、およびぼやけた状態が続くまで、マイナスの光屈折力が視力調整可能レンズに徐々に加えられる。9 5 9 d において、患者の眼の遠近調節幅は、視力調整可能レンズの合計マイナス屈折力をターゲットの距離の逆数（約 $1 / 0 . 4 \text{ m}$ ）に加算することによって決定される。

【 0 1 6 4 】

調整可能レンズのみを組み合わせた患者フィードバックが、遠近調節範囲を決定するために使用されてもよいが、同一装置内に波面センサーおよび調整可能レンズを備えるものを含む、本明細書において説明される実施形態の特定の利点は、調整可能レンズの調整と組み合わせる波面測定を利用することによってさらに自動化された方式で遠近調節が測定されうることである。一例として、他覚的および自覚的な屈折測定は、図 8 A 及び図 8 B または図 9 C ~ 9 D に概略が示されるように、最初に行われてもよい。これは、最初に遠近調節範囲には関係なく、患者の最終的な矯正処方をもたらしことができ、視力調整可能レンズは最終設定に設定されてもよい。続いて、装置は、これらの調整可能レンズ設定で最初の矯正された波面を測定することができ、次いで装置は、徐々に調整可能レンズの焦点屈折力を非常に緩やかに変更して、検査対象の患者の所与の眼が、固定されたターゲット印を見続けている間に、遠近調節できるようにすることができる。

【 0 1 6 5 】

各レンズ調整段階において、適切な遠近調節の後、追加の波面測定が装置によって自動的に取得され、決定モジュールによって保存され、監視されてもよい。焦点屈折力における十分な数のステップの後、決定モジュールが最終的に、測定された波面が最初の矯正された波面值から少なくとも最小しきい値だけ外れたと決定する（または検査対象の眼がもはや十分に遠近調節していないことを波面測定から決定する）場合、決定モジュールは、最終の最適化設定における調整可能レンズの焦点屈折力と、最大遠近調節の時点における焦点屈折力の間の差が患者の眼の遠近調節幅であると決定することができる。この説明を考

10

20

30

40

50

慮すると理解されるであろうように、上記で説明されているような遠近調節測定はまた、同時に両眼に対して双眼鏡の実施形態により実行されてもよい。

【0166】

図9Fは、他覚的測定に基づいて眼科患者の自覚的屈折嗜好を予測するための実施形態のデバイスおよび方法において機械学習がどのように実施されうるかを示す例示の機械学習手順900fを示す流れ図である。961aにおいて、少なくとも他覚的屈折によって推定された屈折誤差および自覚的屈折によって決定された屈折誤差を含む患者データが、データベースに格納される。データベースは、たとえば、図4に示されるメモリ470、または図4のネットワーク・インターフェイス468を介してアクセスされるネットワーク・データベースのような、実施形態の装置の外部のデータベースを含むことができる。

10

【0167】

961bにおいて、データベースからの（たとえば、機械学習技法から派生された）数学的モデルは、たとえば、図9Cにより決定された、他覚的屈折によって推定された屈折誤差を所与とする自覚的屈折によって決定された屈折誤差を予測するために使用されてもよい。961cにおいて、予測された屈折誤差は、たとえば、図9Dにより実施されるような、自覚的屈折の初期開始点として使用されてもよい。

【0168】

図10A～図10Bは、実施形態の装置を使用して患者の自覚的な屈折嗜好を決定するための単一の実施形態の手順1000の連続部分を示す流れ図である。自覚的屈折の図9Dに示される手順が、実施形態の装置を使用する多くのさまざまな変形をさらに含むことができる汎用の手順であることを理解されたい。概して、図10A～図10Dの手順1000は、所与の眼の粗および微細な自覚的屈折嗜好の反復的な決定を含み、患者が対話型機能を有する装置と直接対話して自覚的嗜好を決定できるようにする特定の変形である。これは、対話型の患者のフィードバックを使用して、視力調整可能レンズの視力矯正値の高機能で反復的な制御により行われてもよい。

20

【0169】

本開示と一致する一部の実施形態において、検眼医または助手は、標準的な検眼医が補助するホロプター測定において使用される反復手順と同様に、視力調整可能レンズの屈折値が変更される際に、視力調整可能レンズのどの矯正設定が自覚的により良好であるかを、患者に繰り返し質問する。しかし、手順1000において、実施形態の装置は、患者にダイアル356を回すよう求め、このダイアル356は、視力調整可能レンズの特定の屈折値を、反復的に、粗から微細な範囲にわたり制御するように設定され、デバイスは、自覚的嗜好を詳細化するために、患者によって行われた最終設定を記録する。患者は、装置を通してスネレンチャートのようなターゲットを見ている間、図3に示されるスピーカー362を通じて、設定を最適化しようデバイスによって質問されるごとに、視力調整可能レンズが視力について最善の値に設定されるように患者がダイアルを調整したと満足するまで、装置の筐体上のダイアル356を回す。次いで、これ以降特に説明されるように、患者によって見出された最適な調整可能レンズのパラメータを自動的に記録する。その他の実施形態において、図3の通信インターフェイス360は、眼科患者に口頭で質問を行うこと、およびどの自覚的な屈折嗜好がより良好であるかに関して「1」または「2」のような、音声認識される口頭の応答を受け取るためのみに使用されてもよい。

30

40

【0170】

例示の手順1000のもう1つの特徴は、直交基底系、球面等価屈折力M、垂直ジャクソン・クロスシリンダーJ0、および傾斜ジャクソン・クロスシリンダーJ45が、どのように装置によって相互に独立して設定されうるかを示すことである。これは、たとえば、図3に関連して上記で参照される標準的な臨床用S、C、およびA基底系を使用するその他の実施形態と対照的である。S、C、およびAを相互に独立して制御することができる実施形態の装置が、数学的変換により相互に独立してM、J0、およびJ45も制御することが理解されるであろう。

【0171】

50

概して、手順 1000 は、視力調整可能レンズを、波面収差測定器を使用して他覚的屈折プロセスから決定された最適な設定に設定するステップを含む。他覚的屈折を決定するための例示の手順は、図 9C に関連して説明される。手順 1000 においてその後、粗い自覚的設定が決定される。これには、視力調整可能レンズを、最適な粗い自覚的屈折値設定に設定し、次いで微細な自覚的屈折設定を決定するステップが続く。より微細な自覚的屈折設定は、患者の最終的な自覚的屈折嗜好の値として使用され、次いで屈折処方は、たとえば微細な自覚的設定に基づいて決定されてもよい。本明細書において使用される「調整可能レンズを設定するステップ」は、図 1 に関連して上記で説明されているような、光学的に連続して配列された複数の個々の調整可能レンズの 1 つまたは複数を設定するステップを含むことができることを理解されたい。

10

【0172】

さらに詳細には、図 10A の 1063 において、視力調整可能レンズは、波面収差測定に基づいて他覚的屈折プロセスから以前決定された M、J0、および J45 の最適な他覚的値（それぞれ Mopt、J0opt、および J45opt）に設定される（図 9C を参照）。これらの最適な他覚的値は、図 4 に示されるメモリ 470 に格納されてもよく、レンズ設定は、たとえば、図 4 のプロセッサ 472 からのコマンドに応じて行われてもよい。したがって、1063a~c において、それぞれ、M は Mopt に設定され、J0 は J0opt に設定され、J45 は J45opt に設定される。

【0173】

1065 において、粗い自覚的設定 Mopt'、J0opt'、J45opt' が決定される 20。手順 1000 において、粗い自覚的設定は、以下の方法で決定される。1065a において、ダイヤル 356 は、患者に使用可能なダイヤルの動きの全範囲にわたり、M が Mopt + / - 0.5 dpt の範囲で変化し、その間 J0 および J45 はそれぞれ J0opt および J45opt で一定に保持されるように、視力調整可能レンズを制御するように設定される。1065b において、装置は、スピーカー 362 を介して、自覚的な視力の嗜好を最適化するためにダイヤル 356 を繰り返して回すよう患者に指示する。この調整中、ダイヤル 356 の動きの全範囲は、患者が最適な他覚的に決定された設定から大きく逸脱することがないように、Mopt + / - 0.5 dpt の範囲にわたる調整のみを可能にする。粗い調整の + / - 0.5 dpt が例示的な値であり、この値は、必要に応じて、さらなるエンジニアリング、医師または検眼医の知識、図 9F に示される機械学習、人口統計的要因、またはその他の要因に基づいて、装置において変更され設定されてもよいことを理解されたい。次いで、1065c において、装置は、この値を粗い自覚的な嗜好 Mopt' として保存し、視力調整可能レンズをこの値に設定する。

30

【0174】

1065d において、装置は、患者がダイヤル 356 を調整するのに応じて、垂直ジャクソン・クロスシリンドラー J0 を制御するように自身を構成する。特に、装置は、ダイヤル 356 がその全範囲にわたり調整されるので、J0opt + / - 0.5 dpt の範囲にわたり J0 を調整するよう自身を設定する。その間に、装置は、視力調整可能レンズを一定の Mopt' および J45opt に保持する。1065e において、患者は、スピーカー 362 を通じて、J0 を最適な粗い自覚的嗜好の値 J0opt' に最適化するためにダイヤル 356 を繰り返して回すよう求められる。次いで、1065f において、装置は、J0opt' を保存し、視力調整可能レンズをこの値に設定する。

40

【0175】

1065g において、同様の手順が、パラメータ J45 に対して実施される。装置は、患者がダイヤル 356 をその全範囲にわたり回転させるので、J45opt + / - 0.5 dpt の範囲にわたり J45 を制御するよう自身を設定するが、その間一定の値 Mopt' および J0opt' を保持する。1065h において、装置は、視力を最適化するためにダイヤル 356 を繰り返して回すよう患者に求め、患者は最終的に好みの設定を決める。1065i において、装置は、設定を、J45 の最適な粗い自覚的嗜好の値、つまり J45opt' として保存する。粗い自覚的な屈折の設定が患者の嗜好に従って決定されたので、1

50

067において、装置は、手順1000が実行される図10Bに示される、微細な自覚的設定の決定へとさらに進む。

【0176】

図10Bにおいて、さらに詳細には、1069において、装置は、まだ行われていない場合に、視力調整可能レンズを、図10Aの1065において決定された粗い自覚的設定に設定する。特に1069a~cにおいて、視力調整可能レンズはそれぞれ、Mopt'、J0opt'、およびJ45opt'に設定される。次いで、1071において、微細な自覚的設定は、粗い自覚的設定が他覚的設定ではなく開始点として使用されることを除いては、粗い自覚的設定を決定するために使用された方法と類似する方法で決定される。説明の、例示の微細な範囲の変動である $+/-0.2\text{dpt}$ の変動が、各パラメータに使用される。しかし、粗い変動の範囲に関連して上記で言及されているように、この微細な変動範囲は、追加の情報または嗜好に基づいて選択または設定されてもよい。

10

【0177】

1071aにおいて、装置は、一定のJ0opt'およびJ45opt'を保持しながら、Mopt' $\pm 0.2\text{dpt}$ にわたる範囲に対応するMを制御することにより患者がダイアル356をその全範囲にわたり回転させることに応じるように設定される。1071bにおいて、患者は、スピーカーを通じて、特定の眼ODまたはOSの視力を最適化するためにダイアルを繰り返して回すよう求められる。1071cにおいて、微細な自覚的嗜好Mopt"はメモリに保存され、視力調整可能レンズはこの値に設定される。

【0178】

20

1071dにおいて、装置は、一定のMopt"およびJ45opt'を保持しながら、ダイアルがその全範囲にわたり変更されていることに応じて、J0opt' $+/-0.2\text{dpt}$ の範囲にわたりJ0を制御するよう自身を設定する。1071eにおいて、装置は、視力を最適化するためにダイアルを繰り返して回すよう患者に求める。1071fにおいて、装置は、J0opt"を記録し、視力調整可能レンズをこの値に設定する。1071gにおいて、装置は、ダイアルがその全範囲にわたり回転されていることに応じて、J45opt' $+/-0.2\text{dpt}$ の範囲にわたりJ45を制御するよう自身を構成する。1071hにおいて、患者は、視力を最適化するためにダイアルを繰り返して回すよう求められる。1071iにおいて、装置は、最適な微細な自覚的嗜好の値J45opt"を記録し、視力調整可能レンズをこの値に設定する。

30

【0179】

次いで、1073において、Mopt"、J0opt"、およびJ45opt"は、最良の自覚的屈折設定として使用される。これらの値は、設定が有効であり許容可能であることの患者からの最終的な確認のために装置で設定されてもよい。図10A~図10Bには示されていないが、装置は、この時点においてその他の機能をオプションで実行してもよい。たとえば、装置は、従来のホロプター測定中に臨床医が従う手順と同様に、適宜患者に話しかけながら、視力調整可能レンズを変更することによって、矯正済みおよび未矯正の視界を示すこともできる。さらに、装置は、たとえば、図3に示されるトリガー・スイッチ397を押すこと、または図3に示されるマイクロフォン364を通じて患者が「はい」と答えることによって、追加の調整が好ましいことを指示するさらなる機会を患者にオプションで与えることができる。

40

【0180】

手順1000はまた、各々の眼ODおよびOSについて交互に繰り返されてもよい。さらに、手順1000は、粗い自覚的検査が各々の眼ODおよびOSに交互に実行され、その後微細な自覚的検査が各々の眼に交互に実行されるように変更されてもよい。さらに、同時に両眼の自覚的屈折矯正を決定することの利点があることが、検眼の当業者によって理解されるであろう。当技術分野において知られているように、所与の眼に対する患者の好ましい矯正は、もう一方の眼が、矯正レンズを通して見ているか、未矯正であるか、または所与の眼が評価される同じ時点でブロックされているかどうかに応じて異なる場合がある。したがって、両眼に対する同時のシミュレートされた調整可能レンズ矯正を可能にす

50

る本明細書において説明される双眼鏡の配置において、手順 1 0 0 0 は、自覚的設定が両眼に対して同調して検査されるように変更されてもよい。たとえば、他覚的波面ベースの最適化された調整可能レンズ矯正の設定は、両眼に対して行われてもよく、その後続いて、患者または臨床医は、一緒に両眼の屈折力または別のパラメータを同時に調整するダイヤル設定を変更するように指示される。このようにして、微細または粗い自覚的設定が決定されてもよい。

【 0 1 8 1 】

さらに、手順は、患者が単独で設定を最適化する調整を行うことが望ましくないかまたは不可能である場合には、適切な臨床医の関与を含むように変更されてもよい。値 $M o p t ^{\circ}$ 、 $J 0 o p t ^{\circ}$ 、および $J 4 5 o p t ^{\circ}$ は、図 3 に示されるレポーティング・インターフェイス画面 3 5 4 と類似するインターフェイスにおいてレポートされ、屈折処方を提供するために使用されてもよい。さらに、最終の、微細な自覚的屈折嗜好のような、手順 1 0 0 0 から決定された情報は、上記で説明される手段またはその他の知られている手段のいずれかを介して、患者、臨床医、製造者に提供されてもよい。

10

【 0 1 8 2 】

その他の実施形態において、手順 1 0 0 0 が、自覚的屈折嗜好の継続的なさらに微細な調整および決定のために拡張されうることを理解されたい。さらに、高次屈折矯正は、手順 1 0 0 0 に示される方法と類似する方法で決定されてもよく、装置に使用される特定の視力調整可能レンズはそのような調整を許容する。さまざまな種類の多次元の反復的最適化における当業者、および検眼の技術分野における当業者は、「粗い」および「微細な」自覚的設定が、たとえ最適化の範囲（たとえば、 $0.5 d p t$ または $0.2 d p t$ ）が粗いおよび微細な決定のいずれについても同じ場合であってもさらに決定されうる。これは、患者に使用可能な調整範囲が同じかまたは小さいかにかかわらず、値を最適化し、その後同じ値の再最適化が行われるように、すべてのパラメータを変更する際に典型的に値があるからである。

20

【 0 1 8 3 】

さらに、波面収差測定は、さまざまな目的で手順 1 0 0 0 内の任意の場所において自覚的な測定が組み入れられてもよい。上記で説明されるように、実施形態は、眼から受け取られる光の波面誤差を最小化するための連続的な波面測定に応じて、視力調整可能レンズの可変焦点屈折力の調整を反復的に行うことができる。波面収差測定は、閉ループの方式で行われてもよい、または調整可能レンズを利用する自覚的な測定の間に 2 回またはそれ以上実行されるだけでもよい。1 つの例は、初期波面誤差測定を得ること、初期波面誤差を矯正するように調整可能レンズを設定すること、次いで 1 つまたは複数の第 2 またはそれ以降の波面測定を得ることを含む。

30

【 0 1 8 4 】

調整可能レンズによって矯正された眼に波面測定を実行することで、高次矯正が、単独で動作する同じ波面収差測定計器で行われる場合よりも高い精度で波面収差測定によって決定されるようにすることができる。知られているように、視力の改善のため、特に低照度の状態およびその他の固有の場合に、眼に適用すべき高次矯正を知ることは有用である。そのようなものとして、実施形態は、波面測定の精度を、相対的にはるかに安価な波面収差測定器を使用して、非常に高価で正確な波面収差測定器に相応するものにすることができる。調整可能レンズが主な低次収差を矯正することができ、それにより低次収差の寄与（通常はるかに大きい）を無効にして、より高い感度および特異性で高次収差のより優れた検出を可能にするので、実施形態において波面収差測定器と組み合わせて調整可能レンズを使用することは、たとえ比較的低コストの実施形態のシステムであっても、高次収差のより正確な測定を可能にすることができる。

40

【 0 1 8 5 】

さらに、調整可能レンズを波面収差測定器と組み合わせる実施形態は、患者に適用されている同一のハンドヘルド装置でそのまま他覚的波面収差測定の直後に自覚的検査（ホロプロター測定）を行えるようにすることができる。これは、より良好な患者の処理能力および

50

精度をもたらすことができる。さらに、実施形態を使用して、他覚的な測定は、自覚的なホロプター測定中に実行されることが可能である。この場合、他覚的な測定は、自覚的なホロプター測定の状況において使用されてもよく、患者は、たとえば、与えられた2つ以上の選択肢のうちのどの調整可能レンズ設定がより良好であるかはっきりしないことを指示する。

【0186】

参照により全体が本明細書に組み込まれている文献がある（たとえば、非特許文献3参照）。

【0187】

参照により全体が本明細書に組み込まれている文献がある（たとえば、特許文献1および特許文献2として公開された国際特許協力条約（PCT）出願参照）。

10

【0188】

さらに、本明細書において引用されるすべてのその他の特許、公開された出願、および参考文献の教示は、全体として参照により本明細書に組み込まれている。

【0189】

ソフトウェアにおいて実施される本発明の実施形態の態様が、当技術分野においてさまざまなタイプの非一時的コンピュータ可読媒体に格納されてもよいことを理解されたい。ソフトウェアは、プロセッサによりロードされて実行され、さまざまなシステムまたはデバイスに、該当する場合、本明細書に開示されている操作またはこれと同等の操作を実行させることができる任意のソフトウェアであってもよい。

20

【0190】

本発明は、その例示的な実施形態を参照して詳細に示され、説明されたが、特許請求の範囲によって包含される本発明の範囲を逸脱することなく、形態および詳細のさまざまな変更がここに行われてもよいことが、当業者には理解されるであろう。

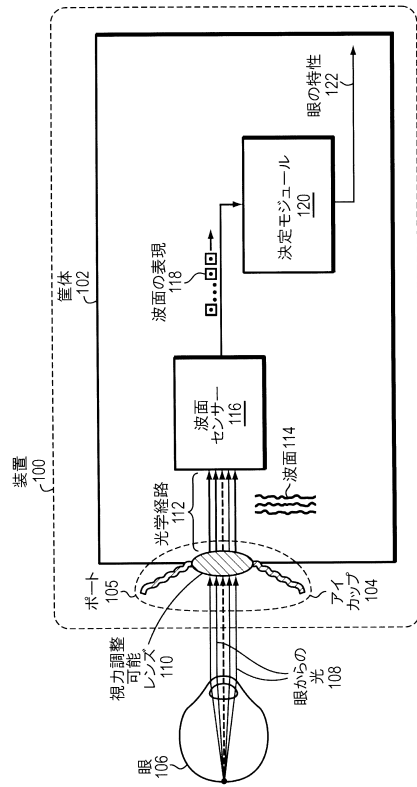
30

40

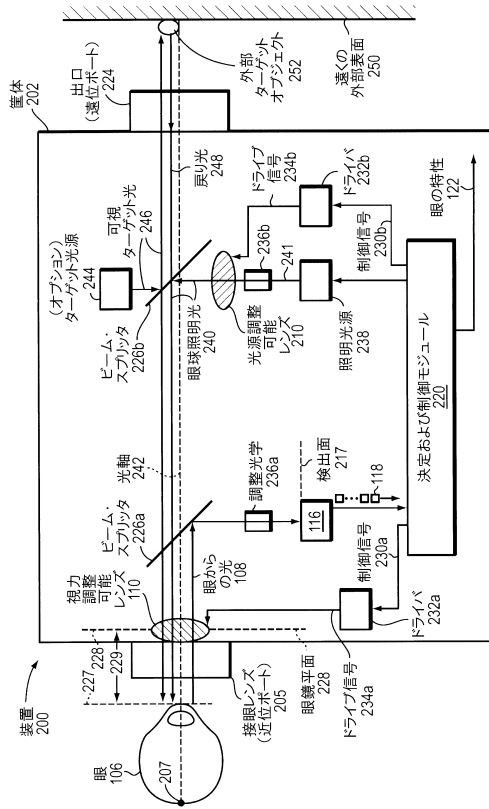
50

【図面】

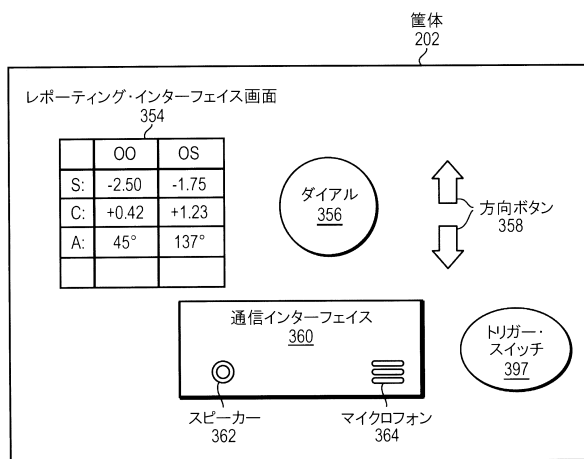
【 図 1 】



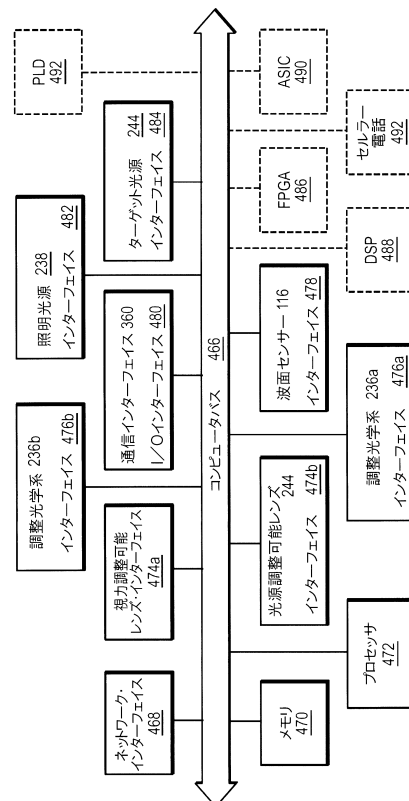
【 図 2 】



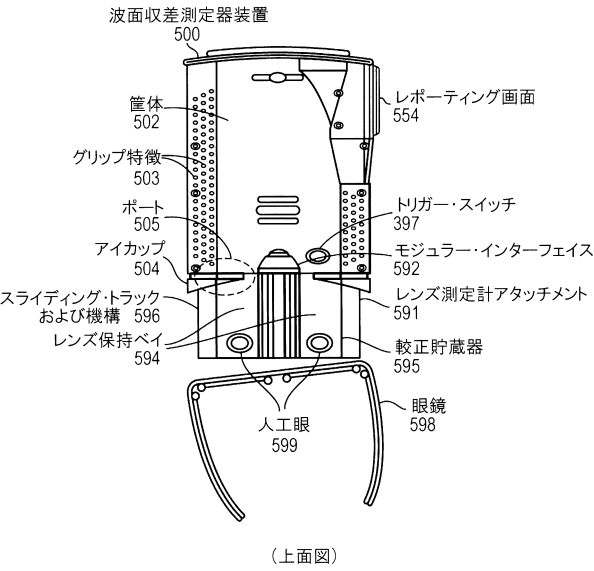
【圖 3】



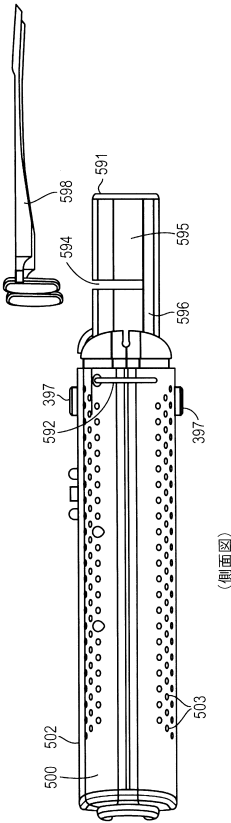
【 図 4 】



【図 5 A】



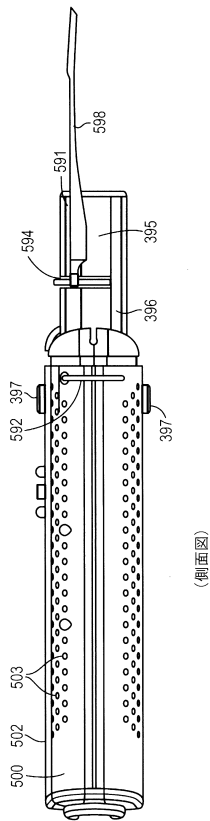
【図 5 B】



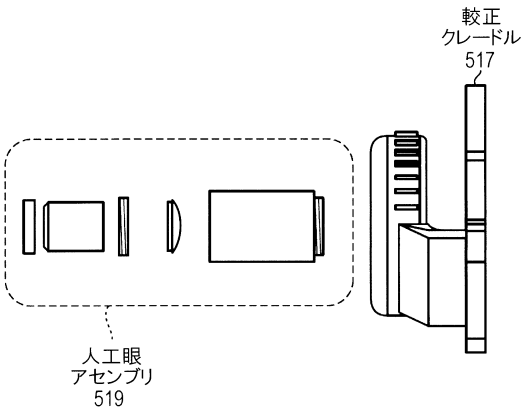
10

20

【図 5 C】



【図 5 D】



30

40

50

【 図 5 E 】

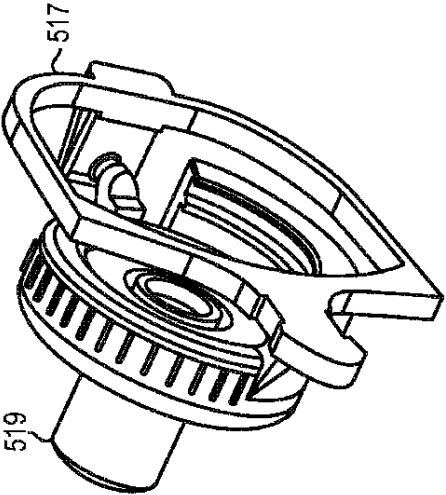


FIG. 5E

【 図 5 F 】

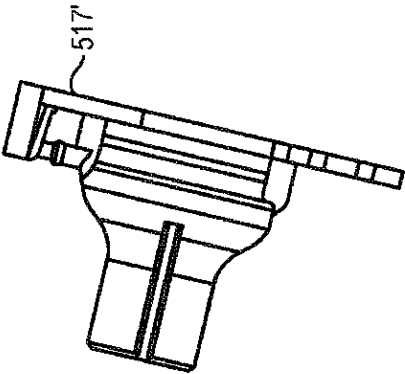


FIG. 5F

【 図 5 G 】

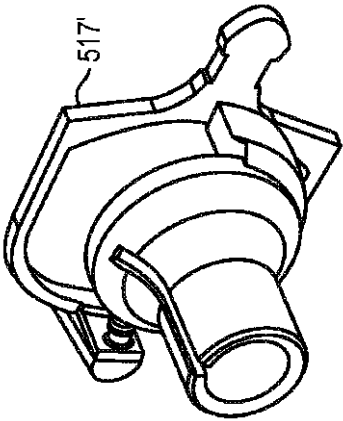


FIG. 5G

【 図 5 H 】

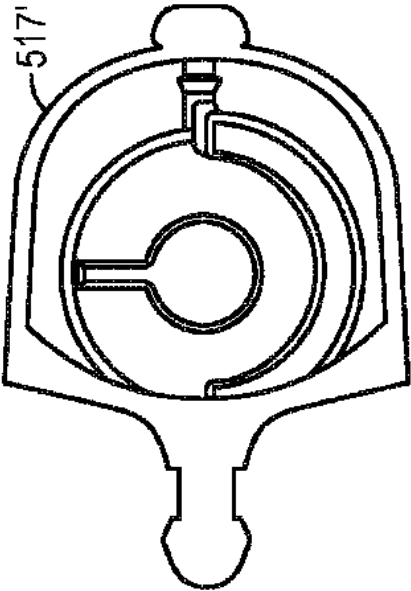


FIG. 5H

10

20

30

40

50

【図 5 I】

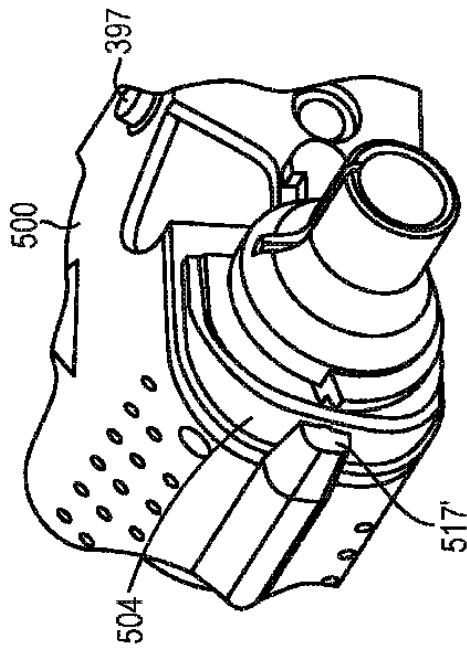


FIG. 5I

【図 5 J】

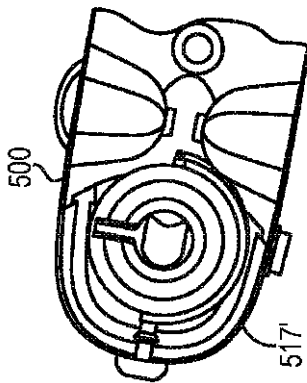


FIG. 5J

【図 5 K】

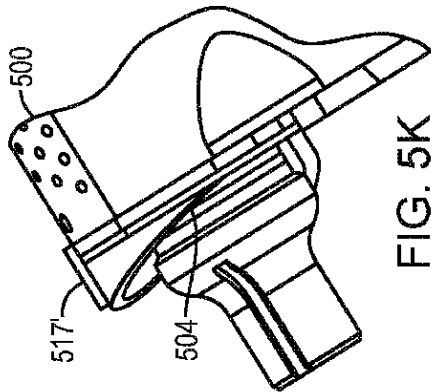
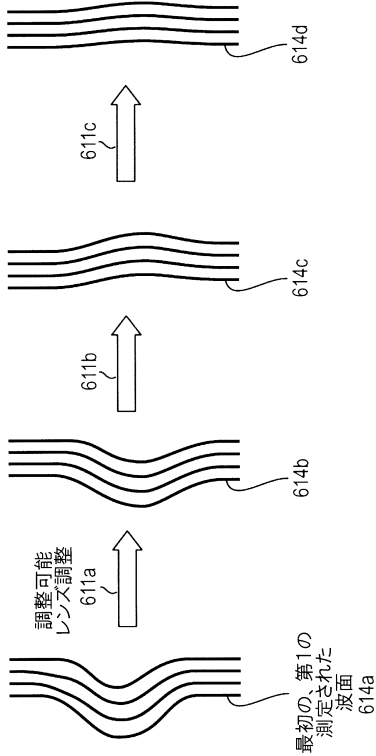


FIG. 5K

【図 6】



10

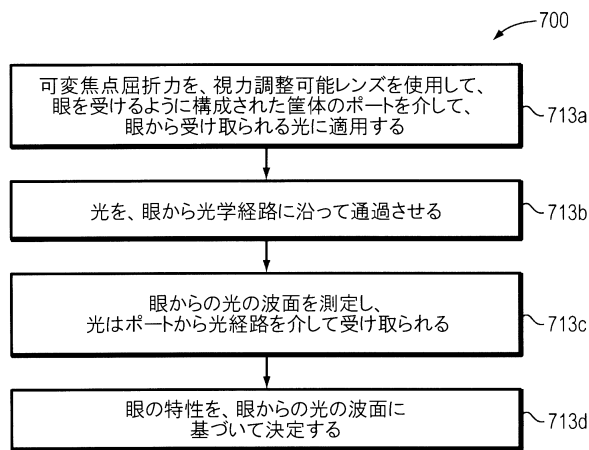
20

30

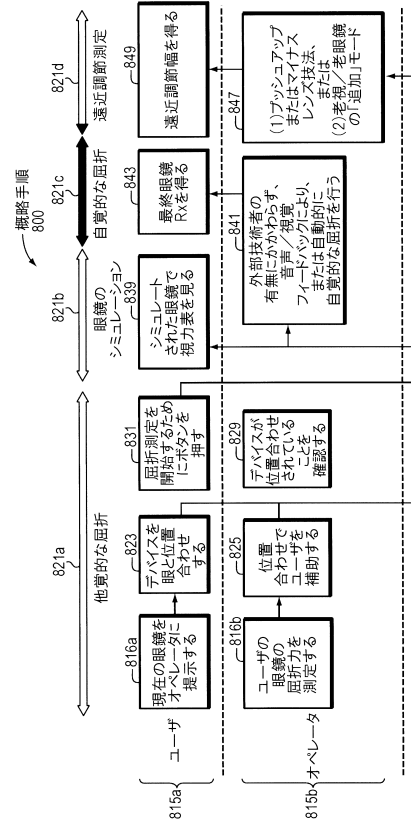
40

50

【圖 7】



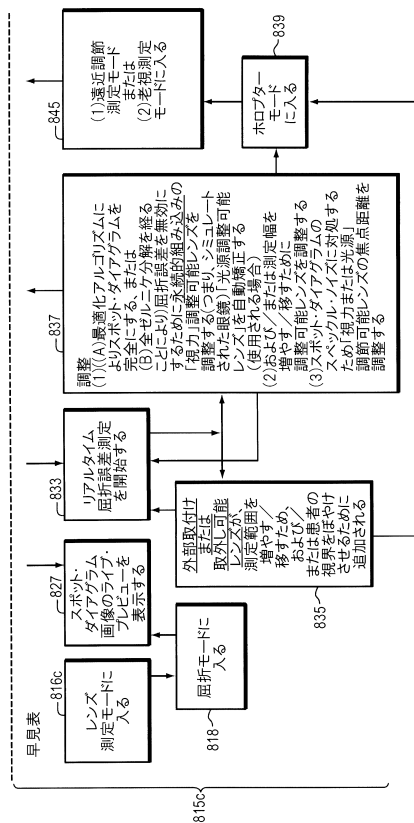
【 図 8 A 】



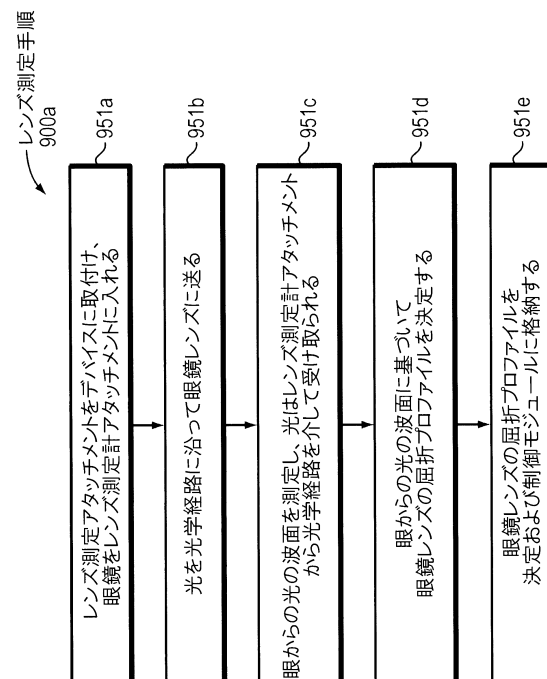
10

20

【圖 8 B】



【 図 9 A 】

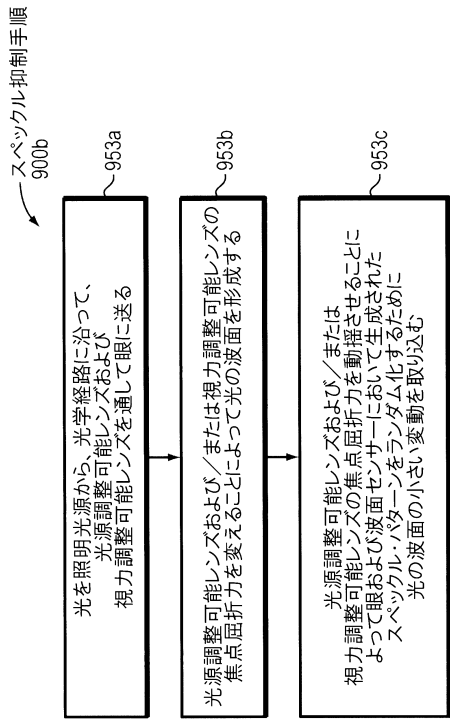


30

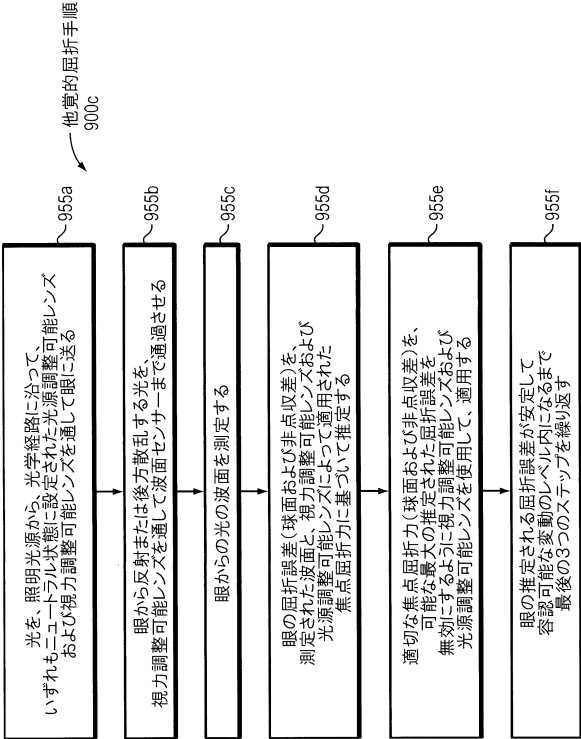
40

50

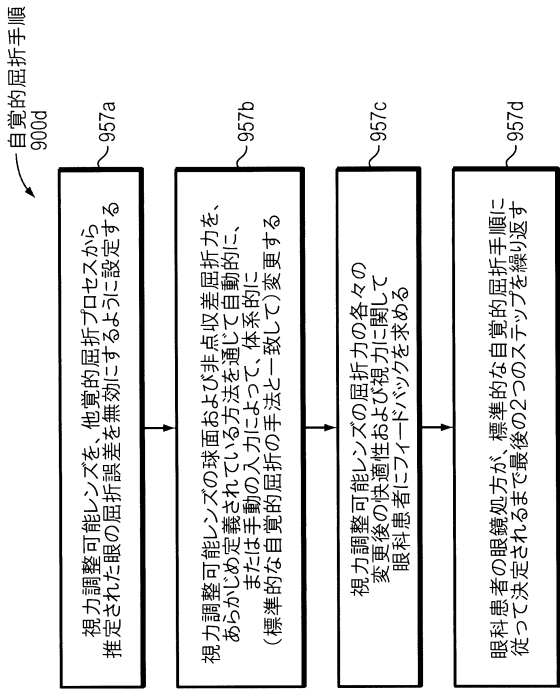
【図 9 B】



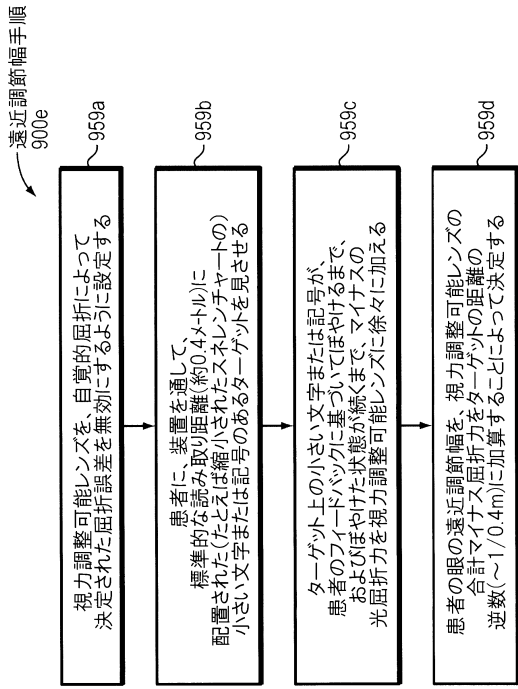
【図 9 C】



【図 9 D】



【図 9 E】



10

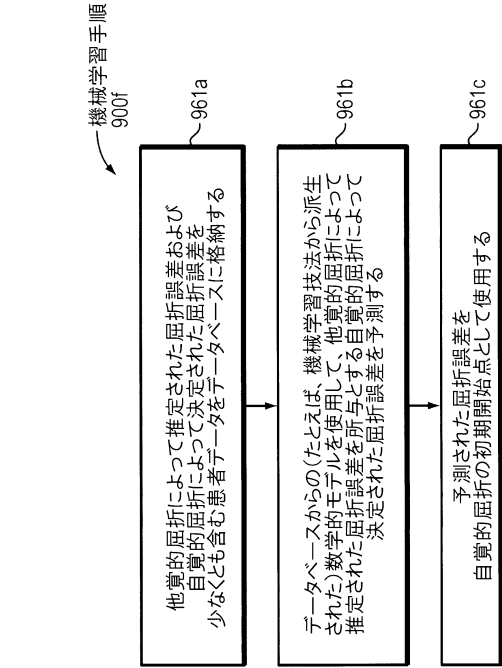
20

30

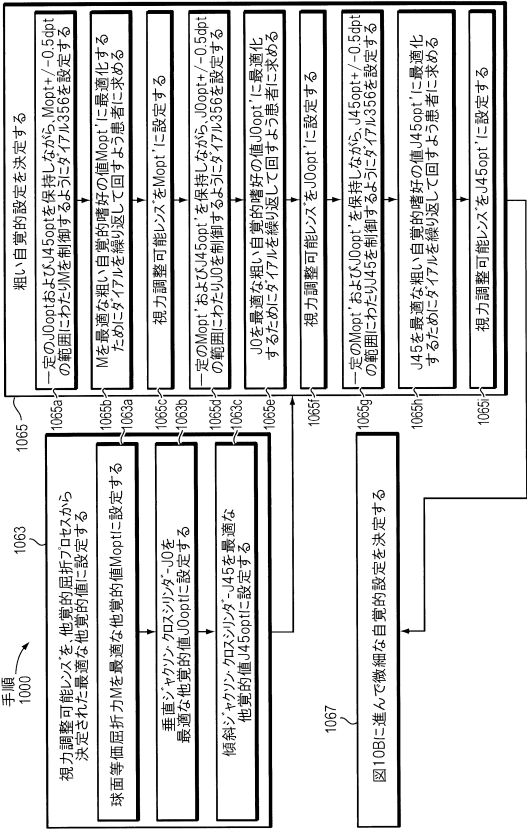
40

50

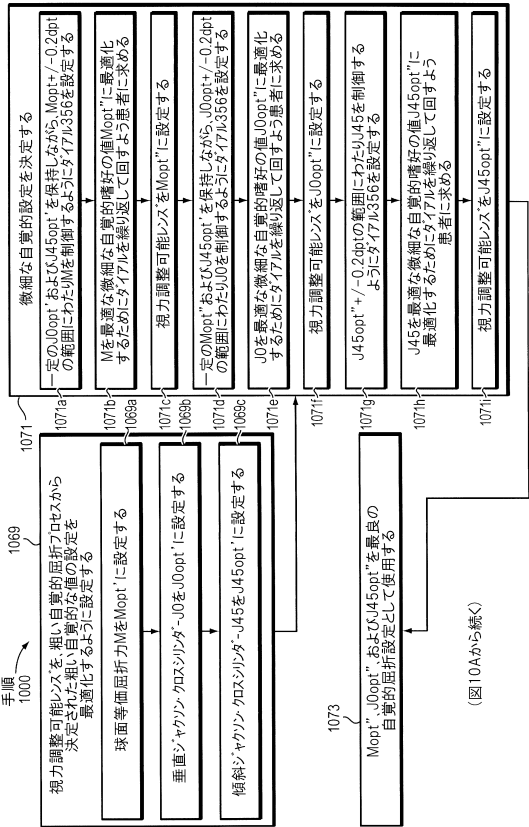
【図 9 F】



【図 10 A】



【図 10 B】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

01

(72)発明者 ダリル リム

シンガポール国 589473 シンガポール デュナーン ロード 900 #04-23

(72)発明者 ニコラス ジェイムズ デュール

アメリカ合衆国 21210 メリーランド ボルチモア ローランド アベニュー 5005

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 国際公開第2015/003062(WO, A1)

特開2009-093201(JP, A)

特表2005-506866(JP, A)

米国特許出願公開第2003/0071969(US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 3/00-3/18