(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4808159号
(P4808159)
(45)発行日　平成23年11月2日(2011.11.2)　(24)登録日　平成23年8月26日(2011.8.26)

(51)Int.Cl.　F I
A61F 2/16 (2006.01)　A61F 2/16

請求項の数 17　(全 17 頁)

(21)出願番号	特願2006-539865 (P2006-539865)
(86)(22)出願日	平成16年11月10日 (2004.11.10)
(65)公表番号	特表2007-510521 (P2007-510521A)
(43)公表日	平成19年4月26日 (2007.4.26)
(86)国際出願番号	PCT/US2004/037684
(87)国際公開番号	WO2005/046527
(87)国際公開日	平成17年5月26日 (2005.5.26)
審査請求日	平成19年8月22日 (2007.8.22)
(31)優先権主張番号	10/705,548
(32)優先日	平成15年11月10日 (2003.11.10)
(33)優先権主張国	米国 (US)

(73)特許権者　502049837
アボット・メディカル・オプティクス・インコーポレイテッド
ＡＢＢＯＴＴ　ＭＥＤＩＣＡＬ　ＯＰＴＩＣＳ　ＩＮＣ．
アメリカ合衆国９２７０５カルフォルニア州サンタ・アナ、イースト・セント・アンドリュー・プレイス１７００番
(74)代理人　100100158
弁理士　鮫島　睦
(74)代理人　100068526
弁理士　田村　恭生
(74)代理人　100101454
弁理士　山田　卓二

最終頁に続く

(54)【発明の名称】光学収差補正のためのマルチゾーン眼内レンズ

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
第１の屈折力を有する内側領域と、
該内側領域を取り囲み、かつ、０．７５ジオプター未満の大きさだけ該第１の屈折力より小さい第２の屈折力を有する中間領域と、
該中間領域を取り囲み、該第２の屈折力と異なる第３の屈折力を有する外側領域と、を含むマルチゾーン単焦点眼科用レンズであって、
上記マルチゾーン単焦点眼科用レンズは、点光源から上記内側領域、上記中間領域及び上記外側領域に入った全ての光が、上記マルチゾーン単焦点眼科用レンズと同等の焦点距離を有する球面レンズの焦点深度の範囲内に実質的に収まるように構成されているマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項２】
上記第３の屈折力が、上記第１の屈折力と等しい請求項１に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項３】
上記第２の屈折力が、約０．６５ジオプター以下の大きさだけ上記第１の屈折力と異なる請求項１に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項４】
上記内側領域が球面を含み、かつ、上記中間領域が非球面を含む請求項１に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。

【請求項５】
マルチゾーン単焦点眼科用レンズは、上記中間領域を取り囲む複数の外側領域をさらに含み、
上記レンズの各領域が、隣接する領域と少なくとも約０．７５ジオプター以下の大きさだけ異なる屈折力を有する請求項１に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項６】
上記第２の屈折力が、約０．６５ジオプター以下の大きさだけ、上記第１および第３の屈折力と異なる請求項５に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項７】
上記内側領域が、球面を含み、かつ、上記中間領域が非球面を含む請求項５に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項８】
上記外側領域が、非球面を含む請求項７に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項９】
合計で３から７の領域が存在する請求項５に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項１０】
上記眼科用レンズは眼内レンズであって、ハプティクスを含む請求項１に記載のマルチゾーン単焦点眼科用レンズ。
【請求項１１】
上記眼科用レンズは眼内レンズであり、
上記眼内レンズが人間の眼の光軸に中心があるとき、上記内側領域、上記中間領域及び上記外側領域は、上記レンズの光軸上に中心があり、
上記中間領域は上記内側領域と同軸であり、かつ、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約０．１ｍｍより大きな偏心により生じる像の光学収差を補償するように構成されている請求項１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【請求項１２】
上記中間領域は、埋め込まれた眼内レンズの約０．４ｍｍよりも大きい偏心により生じる像の収差を補償する請求項１１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【請求項１３】
上記中間領域は、埋め込まれた眼内レンズの約０．５ｍｍよりも大きい偏心により生じる像の収差を補償する請求項１１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【請求項１４】
上記中間領域は、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約１度よりも大きい偏角により生じる像の収差も補償する請求項１１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【請求項１５】
上記中間領域は、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約５度よりも大きい偏角により生じる像の収差も補償する請求項１１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【請求項１６】
上記中間領域は、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約１０度よりも大きい偏角により生じる像の収差も補償する請求項１１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【請求項１７】
合計で３から７の領域がある請求項１１に記載のマルチゾーン単焦点眼内レンズ。
【発明の詳細な説明】
【関連出願】
【０００１】
本出願は、米国特許法第１１９条（ｅ）に基づき、同じ発明の名称で２００２年１１月８日に出願された仮出願（出願番号６０／４２４，８５１）の優先権を主張するもので、それによりパリ条約の優先権が確保されている。
【発明の分野】
【０００２】

本発明は、眼内レンズ（ＩＯＬ：Ｉｎｔｒａｏｃｕｌａｒ　ｌｅｎｓ）、特に、固有の角膜を有する多数の人間の眼の光学収差を多様な光の条件下で補正し、また、偏心又は偏向していても有効な、マルチゾーン単焦点ＩＯＬに関する。

【発明の背景】

【０００３】

欠陥の無い眼の場合、点光源からの全ての光が眼の網膜状の一点、理想的には網膜上の窩領域に収束するように、入射する光線は角膜と水晶体レンズを通過する。このような収束は、光線中のすべての光について光路長が等しいことによって起こる。言い換えれば、欠陥の無い眼の場合、光が特定の経路を採るか否かに拘わらず、すべての光が眼を通過する時間は同一である。

【０００４】

しかしながら、全ての眼が完全無欠であることはない。そのため、眼を通過する光路長は歪みを生じ、それらが等しいわけではない。従って、不完全な眼を通る点光源からの光は、必ずしも網膜上の同じ点に進まず、焦点に集まらない。

【０００５】

光が入射して眼を通ると、角膜前面、角膜後面および水晶体の前面と後面で屈折し、最終的に網膜に到達する。それらの光路長に不均等な変化をもたらす違いが、眼の是正すべき欠陥を表している。例えば、多くの人が近視を患っており、それは眼の軸方向長さが「長すぎる」ことに起因している。その結果、物体の鮮明な画像が、網膜上ではなく、網膜の前方に形成される。遠視は、屈折誤差によって光線が網膜の背後に収束することである。これは、軸方向長さが「短すぎる」ことにより生じる。一般に、この状態が「遠視」と呼ばれる。その他の屈折疾患が乱視であり、それは２つの眼球の不均等な曲率を有する屈折面によって生じる。曲率が異なることによって屈折力に違いが生じ、それにより網膜の前方や後方に光を散乱することになるのである。

【０００６】

視力矯正に影響を及ぼす他の高次の疾患に、コマ収差と球面収差がある。コマ収差は、光学系における非対称性によって所望方向の光路長に違いが生じるときに存在する。例えば、軸外物点像が彗星のような形になる。対称系では、球面収差は、光軸から異なる径方向高さにある光線が網膜近傍で軸方向の異なる場所に収束するときに存在する。コマ収差は対称系にのみ存在し、球面収差は対称系と非対称系のいずれにも存在し得る。その他の高次の収差が存在する。しかし、人間の視覚系では、球面収差が最も強い高次の収差の一つであることが、研究から明らかにされている。したがって、公知の技術によって球面収差が補正されれば、網膜像が改善され得る。

【０００７】

また、若年層の眼の場合、角膜の正の球面収差と水晶体レンズの負の球面収差との間でバランスがとれていることが、研究から明らかになっている。しかし、年を取るに応じて、水晶体レンズの球面収差が次第に正の球面収差を示すようになり、全体の球面収差が大きくなり、網膜での画質が悪くなる。

【０００８】

通常、眼内レンズ（ＩＯＬ）は、白内障のような病状と認定された場合、人間の眼の生来のレンズと置き換えるために利用される。白内障の手術では、外科医が、水晶体嚢または後嚢から生来の水晶体レンズを取り除き、それをＩＯＬで置き換える。ＩＯＬは、生来の水晶レンズの屈折力を補完して大きな屈折異常を補正するために、白内障でない眼に（たとえば、前眼房に）埋め込まれることもある。

【０００９】

ＩＯＬを含む大多数の眼科用レンズは、主に屈折異常を補正する単焦点（すなわち、固定焦点距離）レンズである。ほどんどの単焦点ＩＯＬは、球状の前面および後面を伴った形に設計される。定型的な正の屈折力を持つＩＯＬの球面は、とりわけ、正の球面収差を生じる。従って、水晶体レンズを一般的な単焦点ＩＯＬで置き換えると、眼に正の球面収差を生じる。複雑な角膜収差を有する実際の眼では、白内障手術後の眼は、網膜上の画質

を制限する、複雑な低次及び高次の収差が残り、それによって網膜上の画質が制限される。

【００１０】

光学レンズを設計するために、光学系としての眼の高次収差を測定する試みの例として、Ｂｉｌｌｅらによる米国特許第５，０６２，７０２号、Ｒｏｆｆｍａｎによる米国特許第５，０５０，９８１号、Ｗｉｌｌｉａｍｓらによる米国特許第５，７７７，７１９号、Ｇｏｒｄｏｎによる米国特許第６，２２４，２１１号がある。

【００１１】

患者の視力改善のための典型的なアプローチは、最初に、角膜の前面の形態的特徴に関係する眼の測定値を得ることである。具体的に、形態的特徴の測定値は、角膜の前面の数学的値を与える。この角膜表面は、患者の眼の理論モデル上、水晶体レンズに代わるＩＯＬで代用される。角膜の球面収差を補正するＩＯＬの型を見出すために、光線追跡法が利用される。理想的には、このような特注のＩＯＬレンズを埋め込めば、患者の視力は改善する。

【００１２】

最近、Ｐｈａｒｍａｃｉａ社（オランダ国フローニンゲン）は、商品名：シリコーンＩＯＬ「ＴＥＣＮＩＳ」（Ｚ９０００）という後嚢眼内レンズを売り出した。ＴＥＣＮＩＳレンズは、角膜の球面収差を軽減することを意図した扁長な前面を備えている。このレンズは、Ｎｏｒｒｂｙらによる米国特許第６，６０９，７９３号およびＰＣＴ公開公報ＷＯ０１／８９４２４に記載された方法を用いて設計できる。これら刊行物の方法では、異常な角膜表面をゼルニケ多項式の一次結合として特徴を表し、次に、特徴的な角膜表面と組み合わせて視覚系の光学収差を減少させる眼内レンズをモデル化又は選択する。これらの方法から得られるレンズは、光学領域全体に亘って連続した非球面で、典型的には正の角膜球面収差を消去する負の球面収差を導入することによって、眼の球面収差を軽減するために利用できる。これらのレンズには、非球面が重畳される一つの基礎曲面が存在し得る。Ｊ．Ｔ．Ｈｏｌｌｉｄａｙら著「偽水晶体眼の球面収差を減少するために設計された新しい眼内レンズ」Ｊｏｕｎａｌ ｏｆ Ｒｅｆｒａｃｔｉｖｅ Ｓｕｒｇｅｒｙ ２００２，１８：６８３－６９１で報告されているように、ＴｅｃｈｎｉｃｓのＩＯＬは、視力のコントラスト感度が周波数１８サイクル／度まで改善されることが確認されている。

【００１３】

ＴＥＣＮＩＳブランドのレンズは、球面ＩＯＬを上回る改善された光学的品質を提供するために、通常、水晶体嚢の中での正確な位置決めが求められる（「前面が改良された扁長眼内レンズの先見的無作為化試験」Ｊｏｕｎａｌ ｏｆ Ｒｅｆｒａｃｔｉｖｅ ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｖｏ．１８，Ｎｏｖ／Ｄｅｃ ２００２）。特に光の少ない状態で、僅かな偏心（半径方向の平行移動）または偏向（軸の回転）による誤差は、そのレンズの効果を大幅に減少させ、それゆえ外科医の仕事をより難しいものする。さらに、水晶体嚢の収縮、または他の埋め込み後の解剖学的変化は、眼の光軸に沿ったレンズの位置合わせや偏向に影響を与え得る。眼内レンズの埋め込みによって生じる平均的事例の一般的な偏心量であって、移植後の移動を要因とするものは、約１．０ｍｍ未満、通常は約０．５ｍｍ未満と考えられている。ほとんどの医師は、約０．１５ｍｍ～約０．４ｍｍのＩＯＬの偏心が、臨床的に関連がある（すなわち、当業者によれば、光学系の性能に著しい影響を与える）と認めている。同様に、平均的事例の眼内レンズの埋め込みによって生じる典型的な偏向量であって、移植後の動きを要因とするものは、約１０度未満、通常は約５度未満である。従って、実際上、現実の世界では、ＴＥＣＮＩＳブランドのレンズの利点は、その欠点によって打ち消されてしまうかも知れない。

【００１４】

以上のことから、多様な光の条件下で球面収差を補正し、さらに、例えばＩＯＬの偏心や偏向のような非適正状態に対して感受性の低い、眼内レンズへの要望が依然として存在する。

【発明の概要】

【００１５】
本発明は、偏心の範囲に亘り、球面収差を含む収差を減少し、その眼の中での配置への感度の低いマルチゾーン単焦点眼科用レンズを提供する。本発明の単焦点眼科用レンズは、また、異なる角膜の収差（たとえば異なる非球面性）を伴う眼全体に亘り良い性能が出るよう構成してもよい。
【００１６】
本発明の１つの態様において、マルチゾーン単焦点眼科用レンズは、内側領域、中間領域および外側領域を含む。内側領域は、第１の屈折力を有する。中間領域は、内側領域を取り囲み、第１の屈折力より、０．７５ジオプター未満の大きさだけ小さい第２屈折力を有する。外側領域は中間領域を取り囲み、第２の屈折力と異なる第３の屈折力を有する。ある具体例において、第３の屈折力は、第１の屈折力に等しい。その眼科用レンズは合計で３から７の領域、しかし、好適には、合計で３から５の領域を含んでも良い。しかしながら、合計で領域が７つ以上ある眼科用レンズも本発明の具体例に含まれる。
【００１７】
本発明の他の態様において、マルチゾーン単焦点眼内レンズは、光軸上に中心がある複数の同軸の光学領域を伴うレンズを有している。その領域は、１つの物体から入射光線が像を形成するため焦点を結ぶように設計されている。眼内レンズは、その眼内レンズが、人間の眼の光軸と同軸になったときに、像を供給するレンズの光軸と重場する内側領域を含む。内側領域と同軸の第１の取り囲み領域は、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約０．１ｍｍより大きな偏心により生ずる光学収差を補償するように適応させられる。
【００１８】
第１の取り囲み領域は、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約０．１ｍｍよりも大きな、偏心により生じる光学収差を補償するように構成し得る。第１の取り囲み領域は、埋め込まれた眼内レンズの少なくとも約１度よりも大きい偏向により生じる光学収差を補償するように構成し得る。第１の取り囲みレンズの屈折率は、好ましくは、内側領域の屈折率より少なくとも約０．７５ジオプター以下の大きさだけ異なる。一般的な事例においては、内側領域は、球面を含み、第１の取り囲み領域は非球面を含む。
【００１９】
本発明の他の態様は、マルチゾーン単焦点眼科用レンズを設計する方法を含む。その方法は、人間の眼の光学モデルを提供する工程を含む。その方法は、さらに、内側領域、中間領域、外側領域および領域設計のパラメータを含む光学モデルを含む。その方法は、また、１以上の非最適状態のレンズの像の出力パラメータを基に、領域設計パラメータを調整する工程を含む。
【００２０】
その方法は、さらに、臨床的に関係のある角膜表面の広い範囲のバリエーションと光線追跡解析法を用いた眼の光学系の中の光学要素の配置に亘り、眼内レンズを試験する工程を含んでも良い。さらに、その方法は、領域のパラメータを変更し、よりよい平均光学性能を達成するために繰り返されても良い。レンズが補正を行う非対称の状態の例には、偏心、偏向そして角膜の収差を含む。
【００２１】
本発明は、そのさらなる特徴や有利な点とともに、同等の部分は同等の符号を有する以下の添付の図面との関係を考慮に入れた以下の記載を参照することにより最も理解されるであろう。
【詳細な説明】
【００２２】
本発明は、大きな瞳孔に対して優れた変調伝達関数、ＭＴＦ（Ｍｏｄｕｌｅ　Ｔｒａｎｓｆｅｒ　Ｆｕｎｃｔｉｏｎ）特性を維持しながら、眼内の偏心に対する感度を低減する眼内レンズ（ＩＯＬ）の設計を含む。ＭＴＦは、１ｍｍあたりのサイクル数で表される特定の空間周波数について、最小値０．０から最大値１．０までの無次元スケールにプロットされる視覚性能の指標である。ＭＴＦは、物体（被写体）のコントラストを画像に再現

する（ｔｒａｎｓｆｅｒｒｉｎｇ）効率の指標である。空間周波数は、物体の大きさに反比例する。したがって、視覚的な解像度の限界にある小さな物体は、大きな物体よりも高い空間周波数を有する。ここで述べるＩＯＬは、マルチゾーン単焦点レンズを有する。このマルチゾーン単焦点レンズでは、レンズ前面、レンズ後面、またはそれらの両方が複数の領域を有する。そして、これら複数の領域は、補正された眼像を得るために、入射波面上で互いに作用する。以下で詳細に説明するように、本発明のＩＯＬの異なる領域は、通常、異なる平均球面率（度）および／またはジオプター度数を有する。しかし、領域間のジオプター度数の差は、多焦点ＩＯＬに使用される典型的な２ジオプターから４ジオプターの設計値の差より遙かに小さい。ある具体例では、任意の２つの領域間の最大ジオプター度数の差は、少なくとも約０．７５Ｄ未満であり、０．６５Ｄ未満であることが好都合である。

【００２３】

ここで使用される用語「単焦点レンズ」は、ある離れた点源からレンズに入った光が、実質的に１つの点に焦点が結ばれるレンズと考える。マルチゾーン単焦点レンズの場合、ある離れた点源からレンズゾーンに入った光が、実質的には、同等の焦点距離を有する球面レンズの焦点深度の範囲内に収まる。

【００２４】

ここで、マルチゾーン単焦点レンズの領域に関連して用いられているように、「屈折力」の用語と「ジオプター度数」の用語は、レンズが例えば、角膜、マルチゾーン単焦点ＩＯＬ、網膜およびこれら部材を取り囲む材料のような眼のレンズ系の一部である場合の、実効的な領域の屈折力またはジオプター度数をいうものである。この定義は、輻輳（両眼転導）、または、角膜の屈折力により引き起こされる、ＩＯＬを横切る光の角度の影響を含んでも良い。これは、マルチゾーン単焦点ＩＯＬの前の全ての光学的表面からのすべての輻輳を含んでも良い。場合によっては、ジオプター度数を計算するアルゴリズムは、マルチゾーン単焦点ＩＯＬを組み込んだ人間の眼の光線追跡モデルから始めても良い。ＩＯＬ表面の半径方向の特定の位置において、屈折後の光線の角度を計算するためにスネルの法則を適用してもよい。局所波面の曲率半径を定義するために、表面上の点と光軸（対称軸）との間の光路長を用いてもよい。このような方法を用いると、ジオプター度数はこの局所的な曲率半径で分けられた屈折率の差に等しい。

【００２５】

本発明のＩＯＬは、埋め込みの位置のより大きい範囲に亘り、光の少ない条件や適度に光がある条件で、従来のＩＯＬを凌ぐ性能を発揮するように設計されている。実際、臨床医は、平均的事例において、後嚢に埋め込まれた眼内レンズが受け入れる眼（ｈｏｓｔ ｅｙｅ）の光軸から約０．１５～０．４ｍｍ偏心することを、認識している。時には、未熟な移植技術や、受け入れた眼から加わる非軸対称力により、偏心が更に大きくなることがある。確かに、０．５ｍｍを上回り、時には１．０ｍｍに達する偏心を経験することがある。本発明のＩＯＬは、少なくとも約０．１５ｍｍ偏心した状態で、かつ、光が少ない条件や適度に光がある条件で、従来のＩＯＬとの比較において優れた能力を示すように設計されている。ある具体例において、本発明のＩＯＬは、約０．５ｍｍ又は約１．０ｍｍを超えて偏心した場合、従来技術のＩＯＬとの比較において優れた能力を示すように設計されている。許容できる偏心量は、例えば、ＩＯＬを移植するために使用する手術方法の精度等の設計上の制約に依存する。マルチゾーン単焦点ＩＯＬは、偏心した状態でも優れた性能を提供するものであることから、一般に患者は他の従来のＩＯＬよりもより大きな満足感を得るものと予想される。

【００２６】

図１は人間の眼２０の概略縦断面図で、その眼２０には従来のＩＯＬ２２が移植されている。眼２０の光学系は、外側の角膜２４、虹彩２８の開口部で定義される瞳孔２６、ＩＯＬ２２および眼球３２の後部内面上に形成された網膜３０を含む。本適用例において、用語「前面」と「後面」は、それらの通常の意味で用いられ、「前面」は角膜により近い眼の前側、「後面」は網膜により近い眼の後ろ側をいう。眼は、生来の光軸ＯＡを有する

。図は、明るい光環境下にある眼２０を示しており、そこでは虹彩２８が制限されて相対的に小さな瞳孔２６となっている。

【００２７】

典型的なＩＯＬ２２は、光軸ＯＡに沿って且つ虹彩２８の後方にある水晶体嚢（図示せず）の内部で、中心に位置するようにしてある。そのために、ＩＯＬ２２には、ハプティクス（ｈａｐｔｉｃｓ）または固定用の部材３４を設けてもよい。ＩＯＬ２２のレンズ（光学部）は、前面３６と後面３８で定義される。そのレンズ、例えば、図５Ｂに説明される凸－凸形状のような、当業界で知られている種々の構成を採り得る。本発明は、後嚢に埋め込まれるＩＯＬに限定されるものでないことを理解すべきである。

【００２８】

一対の光線４０が角膜２４、瞳孔２６、ＩＯＬ２２を通る。次に、光線４０は、光軸ＯＡに沿って、網膜３０上に焦点を結ぶ。図示する明るい光環境において、光線４０はレンズ光学系の中央部分を通る。従来の眼内レンズは、このような光線を光軸ＯＡに沿って網膜３０上の点に結像するうえで比較的効果的である。

【００２９】

図２は、光の少ない環境における、ＩＯＬ２２が移植された眼２０を示す。このような状況では、虹彩が広がって比較的大きな瞳孔２６を形成し、そのために多くの光がＩＯＬ２２に達する。瞳孔２６の周辺部を通過した一対の光線４２は、図示するように、レンズＩＯＬ２２の周辺部で不正に屈折される。すなわち、光線４２は、光軸ＯＡに沿って、距離４６だけ網膜３０の前方にある点４４に収束する。そのような屈折は、光線４２が網膜３０の前に焦点を結ぶことから、正の球面収差と呼ばれる。負の球面収差は、光軸ＯＡに沿って網膜３０の背後の虚像点に焦点を結ぶ。このような収差は、生来のレンズが所定位置にある場合でも起こり得る。例えば、老化した眼の水晶体レンズは、光の少ない環境では、光を適正に屈折しないことがある。そのような状態では、実際に画質の低下を招くことになる。

【００３０】

図３は、例えば図１に示されるような明るい光環境における人間の眼２０を示している。光軸ＯＡに沿って中心合わせされたＩＯＬ２２が実線で示され、偏心した状態が点線２２’で示されている。上述のように、偏心は、生来の光軸ＯＡ上の中心に位置合わせされた状態から、眼内レンズが半径方向に移動することである。光線４０は、角膜２４と比較的小さな瞳孔２６を通り、偏心した眼内レンズ２２’の中心領域を通過する際に屈折される。すなわち、望ましくない偏心にも拘わらず、光は周辺領域に当たらず又周辺領域で屈折しないために、レンズ２２’は明るい光の環境下で良好な性能を発揮する。

【００３１】

図４は、中間の明るさの光環境下にある眼２０を示しており、そこでは、虹彩２８が、図３に示す状態に比べて、幾分大きくなっているが、図２の明るさの低い光環境下で見られるように完全に広がっていない。このような状態で、中心に位置合わせされたＩＯＬ２２は適正に機能する。しかし、偏心したレンズ２２’は、適正に機能し得ない。特に、虹彩２８の近傍を通過する光線４８は、図示するように、偏心したレンズ２２’の周辺部に当たり、そこで不適切に屈折される。従来の眼内レンズは、偏心に対して感度が変化する。なお、図４に示す状態は、説明のためのものであって、特定のレンズを示すものではない。

【００３２】

しかしながら、例えばＴＥＣＮＩＳブランドのレンズのような、球面収差を補正するように設計された特定のレンズは、小さな偏心量に対して、比較的高い感度を有するものと考えられる。このようなレンズは複雑屈折面を有し、この複雑屈折面はそれが形成されている面がどちらにあっても（すなわち、前方又は後方）、その面上で比較的連続的に変化している。この連続屈折面は、角膜の正の球面収差に対して負の補正を与えるが、レンズが偏心すると、二つ光学装置の間の綿密に計算されたバランスが損なわれるかもしれない。実際、結果として生じるミスマッチによって、コマ収差や乱視といった他の光学収差が

生じるかもしれない。

【００３３】

図５Ａと図５Ｂは、概略、本発明に係る単焦点ＩＯＬ６０の平面図と側面図を示す。ＩＯＬ６０は、レンズ６２と、そこから外側に伸びる一対のハプティクス又は固定部材６４ａ、６４ｂを有する。レンズ６２は、ほぼ円形の周縁部６６および、該レンズ上に形成された複数の同軸で環状の屈折帯または屈折領域を有する。図５Ｂに示すように、望ましくは、周縁部６６は、所定の厚みを有する、軸方向の縁部である。しかし、周縁部６６は、曲面、傾斜面、又はそれらを組み合わせたものであってもよい。レンズ６２は、周縁部６６で分けられた、前面６８ａと反対側の後面６８ｂを有する。屈折領域は、前面または後面、もしくは、場合によっては、それら両面の組み合わせにより、形成され得る。光軸ＯＡに中心合わせされた中央内側領域（内側ゾーン）７０は、半径r_1をもって外側に拡がっており、少なくとも１つの中間領域（中間ゾーン）７２が内側領域７０を取り囲み、半径r_2をもって外側に向かって拡がっており、そして、外側領域（外側ゾーン）７４が中間領域７２を取り囲み、そこからレンズ６３の外周６６および半径r_3をもって外側に拡がっている。望ましくは、r_1は約１～１．５ｍｍ、r_2は約１．５～２．２ｍｍ、そして、r_3は約３ｍｍである。より望ましくは、r_1は約１．４ｍｍ、r_2は約２．０ｍｍである。場合によっては、望ましくない縁部の影響を排除するために、r_3は３ｍｍより大きいことが望ましいかも知れない。

【００３４】

内側領域７０、中間領域７２および外側領域７４は、形状が球面または非球面の表面を有してもよい。通常は１つの環状領域が望ましいけれども、中間領域７２は複数の環状領域を組み合わせたものであってもよい。ある具体例では、内側領域７０は球面、中間領域７２は非球面、そして、外側領域７４も非球面である。

【００３５】

例えば明るい昼の光の状況下で瞳孔が小さいとき、内側領域７０の屈折力が眼の視覚性を左右する。中間領域７２は、ＩＯＬが偏心・偏向又はその他の不適正な状況にある場合、ＩＯＬの収差補正を補助するように設計される。中間領域７２の屈折力は、内側領域７０のそれと極めて近いものである。外側領域７４は、非球面で、球面単焦点ＩＯＬが本来備えている球面収差を最小にするように設計され得る。

【００３６】

好ましくは、中間領域７２は、内側領域７０の補正能力よりも小さな補正能力を有する。従来のＩＯＬが偏心した場合（図４）、周辺の光が過度に屈折されて網膜の前に焦点を結ぶ。しかしながら、マルチゾーン単焦点ＩＯＬ６０の中間領域７２は、表面屈折力を減少させるために使用されており、光線４８を網膜上の焦点に向ける。例えば、ＩＯＬを埋め込む際に採用される外科手法の精度等の設計上の制約に依存するが、少なくとも約１～１０度の通常範囲内でレンズが偏向している場合、中間領域７２が補正し得る。

【００３７】

領域７０、７２、７４の相対屈折力は互いに接近しており、典型的な単焦点ＩＯＬの焦点深度の範囲内にあることから、ＩＯＬ６０は単焦点レンズと考えられる。本明細書において、「単焦点」レンズとは、隣接する領域または領域が少なくとも約０．７５ジオプター未満の最大屈折力差しか持っていないレンズである。各領域の屈折力は、その領域内の平均の屈折力と理解することができる。不連続な隣接領域は、必ずしもそれらの間に明確な物理的な変化（変わり目）が存在することを意味するのではなく、むしろ、製造プロセスは、通常、隣接する領域間にスムーズな変化（変わり目）を与えるように設計される。

【００３８】

ＩＯＬ６０は、例えば、珪素、アクリルまたは、ポリメタクリル酸メチル（ＰＭＭＡ）、または、人間の眼の中または上で使用するのに適した他の任意の材料のような、従来から使用されている材料で製作される。材料はまた、所望の光学性能が得られるように選択される。例えば、屈折率は、材料によって異なることが知られているので、ＩＯＬ６０から所望の光学性能又は影響を得るための設計パラメータとして利用される。

【００３９】
ＩＯＬ６０は、回折光学素子（ＤＯＥ）等の他の光学装置と共に使用できる。例えば、ＩＯＬ６０の前方レンズ面がマルチゾーン表面を有し、後方レンズ面が回折格子等のＤＯＥを備えていてもよいし、逆に、前方レンズ面が回折格子等のＤＯＥを有し、後方レンズ面がマルチゾーン表面を備えていてもよい。代わりに、マルチゾーン表面自身が、回折格子等のＤＯＥを備えていてもよい。ＤＯＥは、例えば色収差を補正するため、または、最適位置（たとえば、光軸に中心合わせされ且つそれに垂直な位置）から移動したときにＩＯＬ６０の性能を向上させるために用いてもよい。ある具体例においては、ＤＯＥは、一方のＩＯＬ表面の一部に設けてもよい。例えば、ＤＯＥは、中間領域７２上に配列し、ＩＯＬ６０の性能を改善するための付加的なパラメータとして用いてもよい。

【００４０】
ＩＯＬ６０は、それが用いられる特定の環境に適した基準屈折力（ｎｏｍｉｎａｌ　ｏｐｔｉｃａｌ　ｐｏｗｅｒ）を持つように設計してもよい。ＩＯＬ６０の基準屈折力は、通常、約－２０ジオプターから少なくとも＋３５ジオプターの範囲にあると思われる。望ましくは、ＩＯＬ６０の屈折力は、約１０ジオプターから少なくとも約３０ジオプターの間である。ある適用例では、ＩＯＬ６０の屈折力は、約２０ジオプターであり、これは、人間の眼の中の生来の水晶体レンズの一般的な屈折力である。

【００４１】
夜間のような明かりの少ない状況では、人間の眼の瞳孔（直径約４．５～６ｍｍ）が大きくなり、そのために球面収差（ＳＡ）が大きくなって像がぼんやりする。臨床的には、瞳孔が大きくなった眼は、コントラスト感度が低く、時には視力が低下することが報告されている。ＴＥＣＮＩＳブランドのレンズは、視覚のコントラスト感度ならびに視力の点で判断したとき、明かりの少ない環境では球面ＩＯＬよりも優れていることが報告されている。しかしながら、シミュレーションによると、この非球面の設計は、偏心に対して敏感である。そのようなＩＯＬが光軸からほんの僅か偏心しただけでも、ＩＯＬと角膜の間のＳＡのバランスが著しく崩れて視力が大幅に低下する。

【００４２】
本発明者らは、レンズ表面がマルチゾーン構造を有するように形成するとともに、各領域（ゾーン）が異なる表面パラメータ（例えば、基本曲率半径）を有するように形成することで、設計上あるいは非設計上の球面収差を低減できることを発見した。上述のＴＥＣＮＩＳブランドのレンズのような従来の単一の連続非球面とは対照的に、ＩＯＬ６０（すなわち、マルチゾーン表面の外形）の表面たわみ（sag）は、レンズに沿って変化する式を用いて決定できる。本発明の典型的な具体例によれば、ｉ番目の領域の光軸からの任意の半径の表面たわみは、以下の式により与えられる。

$$\text{たわみ} = \frac{C_i * r^2}{1+\sqrt{1-(1+K_i)*C_i^2 * r^2}} + \sum_{j=0}^{M} B_{ij} * (r-r_i)^{2j} + \sum_{j=1}^{M} T_{ij} * (r-r_{i-1})^{2j}$$

ここで、C_i、K_iおよびr_iは基本曲率半径、非球面定数、およびｉ番目の領域面の高さである。また、B_jおよびT_jは、領域表面を滑らかに繋ぐために用いられる任意の境界パラメータである。変数Ｍは、１つの領域をいかに滑らかに次の領域に移行させるかを決定する整数である。この作業は、ＩＯＬ設計の「基準」の眼を表すために公表されている眼の有限モデルを利用する（Ｌｉｏｕ　Ｈ．Ｌ．およびＢｒｅｎｎａｎ　Ｎ．Ａ．著「解剖学的に精密な光学上のモデル化のための有限モデル眼」Ｊ　Ｏｐｔ　Ｓｏｃ　Ａｍ　Ａ，１９９７；１４：１６８４－１６９５を参照）。

【００４３】
後眼房ＩＯＬを設計する場合、内側領域７０（図５Ａ）の非球面係数K_1は、好ましくは、ゼロである（すなわち、内側領域７０は、球面を含む。）。内側領域７０の基本曲率半径C_1は、レンズ基材の表面屈折力とみなされる。直径６ｍｍの大きさの瞳孔に対して

良好な性能を得るためには、好ましくは、少なくとも３つの領域（ｉ≧３）を設ける。好適な領域数の範囲は、少なくとも約３～７であり、より好ましくは３～５である。しかしながら、特定の設計条件では、より多くの領域数が採用され得る。中心から離れた領域のパラメータは、個々の領域表面がその特定の領域内でより多くの光線を内側領域で定められる焦点に向けて屈折するように、最適に決定され得る。このプロセスは、例えばＺＥＭＡＸ　Ｄｅｖｅｌｏｐｍｅｎｔ　Ｃｏｒｐｏｒａｔｉｏｎ（４９０１　モレナ大通りスイート２０７、サンディエゴ、カリフォルニア９２１１７－７３２０）のＺＥＭＡＸ光学設計プログラムのような、市販の光線追跡の設計ソフトウエアを用いて行われる。

【００４４】

全ての領域が異なる基本曲線を持っていてもよいが、一般的に、少なくとも２つの領域（好ましくは、内部および中間領域）の基礎曲線は異なる。望ましくは、前面は、３つの領域を有し、それぞれの領域は異なる基準曲率半径を有する。後面は１つの球面領域である。

【００４５】

表１は、本発明に基づくマルチゾーン単焦点ＩＯＬの例を示す。以下で与えられたパラメータ値は、３領域（ｉ＝３）を前面に、１領域（ｉ＝１）を後面に有し、全体のジオプター度数が２０のＩＯＬに対するものである。

【００４６】

【表１】

20Dマルチゾーン構造IOLの表面パラメータ

前面のパラメータ	記号	i＝1	i＝2	i＝3
領域の外側境界半径、mm	r_i (mm)	1.414	2.000	3.000
境界の曲率半径、1/mm	C_i (1/mm)	0.08614900000	0.0751110000000	0.05055500000000
領域の非球面性	K_i	0.00000000000000	-1.5931120000000	8.90504900000000
M=3	B_{i0}	0.00163052185449	0.01542174622418	0.11151991935001
	B_{i1}	-0.0024465216312	-0.0241315485668	-0.0611825408097
	B_{i2}	0.00122363035200	0.08421200000000	0.00963200000000
	B_{i3}	-0.0002040000000	-0.1293190000000	0.00399800000000
	T_{i1}	0.00000000000000	.02774300000000	-0.0571790000000
	T_{i2}	-0.0004750000000	-0.1375720000000	0.13027200000000
	T_{i3}	0.00007700000000	0.23032800000000	-0.0800460000000
後面のパラメータ		i=1		
領域の外側境界半径、mm	r_i (mm)	3.000		
領域の曲率半径、1/mm	C_i (1/mm)	0.0636027120000		
領域の非球面性	K_i	0.00000000000000		
M=0	適用なし			
Notes:	1. IOLの35度での屈折率は1．47 2. IOLの中心部厚さは、0977mm 3. IOLの基準屈折力＝20D			

【００４７】

図６Ａと図６Ｂは、シュミレートされたＭＴＦ（ｍｏｄｕｌａｔｉｏｎ　ｔｒａｎｓｆｅｒ　ｆｕｎｃｔｉｏｎ）に関して、表１に示したマルチゾーン単焦点レンズのＩＯＬの性能を、球面レンズと非球面レンズ（ＴＥＣＮＩＳブランドのレンズ）との比較において示すものである。これらのシュミレーション結果は、５ｍｍの瞳孔径〔偏心の無い場合（図６Ａ）と、０．５ｍｍの偏心が有る場合（図６Ｂ）〕に関するものである。図６Ａは、レンズが、眼内で正確に中心を合わされた場合の各々のタイプのレンズの性能を示す。図６Ｂには、レンズが眼の光軸より０．５ｍｍ偏心させられた状態（実際には希な状態であ

る）での、各々のタイプのレンズの性能が示してある。

【００４８】

図６Ｂと図６Ａを比較すると、中心からずれている場合、非球面およびマルチゾーン単焦点のいずれの設計も、画質（例えば、ＭＴＦ）が大きく低下していることが分かる。しかしながら、マルチゾーンの画質低下は、非球面設計と比べて少ない。非球面とマルチゾーンのＭＴＦは標準の球面設計に比べて著しく高いことが、図６Ａから分かる。画質の著しい向上に対する代償は、図６Ｂに示されている非基準的条件（たとえば偏心）に対する感度である。しかしながら、非基準的条件に対する改善は、改良された単焦点ＩＯＬの設計の中でのこの新しい領域の使用により成し遂げられる。非基準状態に対する感度低下の代償は、図６Ａに示されている非球面ＭＴＦに比べて、マルチゾーン設計のＭＴＦが僅かに低いことである。にもかかわらず、マルチゾーンのＭＴＦは、球面設計のＭＴＦに比較して著しく改善される。

【００４９】

図７は、角膜の収差、ＩＯＬの偏心およびＩＯＬの偏角を変えた条件下で、１００個の異なる眼を基に、球面、非球面およびマルチゾーン単焦点のＩＯＬについて、モンテカルロシミュレーションの結果を平均のＭＴＦ能力のプロットの形で示す。シミュレーションは、直径５ｍｍの基準瞳孔を用いて行われた。結果は、シミュレートされた実際の条件下の各種タイプのレンズの平均的性能に匹敵する。

【００５０】

臨床診療において、多くの非基準状態が存在する。これらは、異なる収差、異なる量のＩＯＬの偏角と偏心、そして基準の光の状態に対する異なる瞳孔の大きさを伴う、複数の角膜を含む。さらにユニークな環境では、別の条件が適用され得る。無作為に選択された上記条件の値が選択され、それぞれのＭＴＦが計算され、そして平均ＭＴＦを表に表した。実際には、この手順は一般的な臨床集団をシミュレートしたもので、ＩＯＬの表面設計と非基準状態から生じる収差の複合的な相互作用を評価している。

【００５１】

図７は、臨床的シミュレーションの結果を示し、非球面、球面およびマルチゾーン設計を比較している。図７は、非球面の設計は、球面の設計に比べて、低い空間周波数においてＭＴＦを改善することを示している。患者の観点からは、物体はより高いコントラスト有し、色はより鮮やかに見える。図７は、マルチゾーン設計は、広い空間周波数の範囲に亘り、さらに優れていることを示している。患者は、改善されたコントラストと視力が判るだろう。後者は、１００サイクル／ｍｍにおけるＭＴＦの変化と関係している。期待されるように、たとえ、マルチゾーン設計は、基準状態においては、性能が僅かに低いとしても（図６Ａ）、全ての臨床の母集団に亘り平均を求めると、マルチゾーン設計は、非球面設計と比較して、優れている。

【００５２】

ある具体例においては、マルチゾーンの単焦点ＩＯＬを設計する方法は、人間の眼の光学モデルを与えることを含む。このモデルは、角膜、虹彩、ＩＯＬ６０、網膜、およびこれらの要素の間に、任意の液体、物質または付加的装置を含み得る。そのモデルは、また、例えば、要素間の間隔および屈折率の値といった、各種のシステム設計パラメータを含んでも良い。

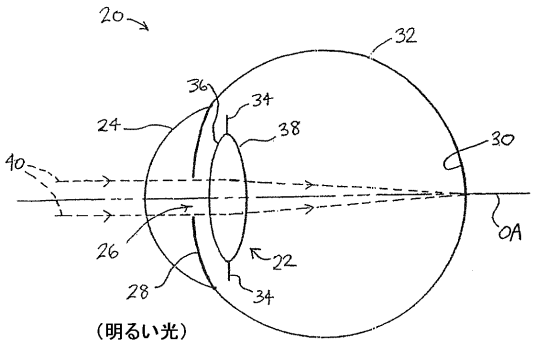
【００５３】

その方法は、さらに、内側領域、中間領域、外側領域および領域設計パラメータを含むレンズの光学モデル（たとえばＩＯＬ６０）を提供することを含む。個々の領域の領域設計パラメータは、限定するものではないが、曲率半径、表面多項式係数、内側半径、外側半径、屈折率およびＤＯＥ特性を含んでも良い。ある具体例においては、光学モデルはそ対応するパラメータを伴う付加的な領域を含んでもよい。領域設計のパラメータの１つは、レンズ内の領域の数も含んでも良い。光学モデルは、レンズの前面またはレンズの後面の領域および領域の設計パラメータ、もしくは、レンズ両面の領域および領域の設計パラメータを含んでも良い。

【００５４】
その方法は、さらに、１以上のレンズの非最適状態のための像の出力パラメータを基にした、領域設計パラメータの調整を含んでも良い。非最適状態の例は、限定するものではないが、ＩＯＬの偏心および偏角、ならびに様々の角膜の収差（たとえば、様々の角膜の非球面性）を含む。像出力パラメータの例は、限定するものではないが、ＭＴＦ、スポット径および／または、波面の誤差を含む。または、領域設計パラメータを調整すると同時に、複数のパラメータの出力を、評価のために使用しても良い。
【００５５】
非最適状態のＩＯＬにおいて、例えば領域の数および領域の半径のような領域設計パラメータを、システムの入射瞳に入ってくる任意の異常光線を補正するために、調整しても良い。例えば、３ゾーンレンズＩＯＬの偏心の場合、第１領域の半径および第２領域の半径は、第２領域が入射瞳内になるように選んでもよい。システムの入射瞳に入ってくる光により露出される領域の領域パラメータは、非最適状態により生じる収差を補償するために調整してもよい。好ましくは、領域設計パラメータは、像の出力パラメータが最適または閾値を得るまで調整される。
【００５６】
その方法は、領域設計のパラメータ、および／または、レンズの最適状態の像の出力パラメータを基に光学モデルの他のシステム設計パラメータの調整を含んでも良い。このような、最適状態は、好適には、ＩＯＬが眼の光軸に中心を位置し、かつ、目の光軸に垂直である状態を表す。
【００５７】
その方法は、コンピュータまたは他の制御演算装置にある光学設計のソフトウエアを用いて実現しても良い。光学設計のソフトウエアは、光学モデルを通じ、各種の光線の状態の数値による光学追跡および網膜上に形成された像の評価のために使用しても良い。モデル化された角膜は有限の収差を有している。そして、像の出力パラメータに関して、または、複数の像の出力パラメータに関して、網膜上に形成された画質を改善するためにマルチゾーン単焦点ＩＯＬの設計パラメータは調整され得る。
【００５８】
最適状態ではこの設計によるレンズは、最適状態の場合の最適設計のレンズと比較して、僅かに低い網膜の画質を生じるかも知れない。しかしながら、この非最適状態の設計は、それでも、使用できる球面レンズより、顕著に優れた性能を示すレンズの製造を可能にする。それゆえ、非最適状態の設計は、当初の最適設計と比較して、広い非最適状態の範囲に亘り、優れた性能を与える。
【００５９】
ある具体例では、設計パラメータをさらに調整するために付加的な非最適状態が用いられる。その設計パラメータは、特定の条件または特定の条件の集合に適した設計をするために用いられる。各種の非最適状態を用いた結果は、収差を有する眼または眼の母集団内のＩＯＬの、複数の予期された非最適状態に適したレンズを得るため、用いてもよい。例えば、その方法は、複数の角膜表面のバリエーションと公差解析法を用いた眼の光学系の中の光学素子の配置に亘り、レンズを試験するために用いてもよい。さらに、領域パラメータを変更、および、優れた光学性能の平均値を得るために、その方法の全てまたは一部は、１回以上繰り返されても良い。例えば、各種の非最適状態に割り当てた重み関数のような公知のアルゴリズムは、所望の特性をレンズに与えるために用いてもよい。
【００６０】
本発明の具体例は、例えば、ＩＯＬが眼の光軸から偏心している場合のような、非最適状態下で高められた能力を提供するのに適したＩＯＬに関し開示しているのだが、当業者は、本発明の具体例は、例えば、コンタクトレンズや網膜埋め込みのような、他の眼の装置に適することを認識するだろう。例えば、マルチゾーン単焦点ＩＯＬの設計方法は、使用中に眼の光軸に対して、異なる位置に動くことが知られているコンタクトレンズの性能改善のために適応されるかも知れない。

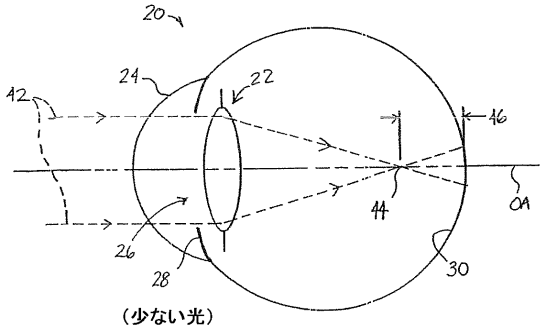
【００６１】
本発明は、各種の特定の例及び具体例について記述されているのだが、それらは、単に、典型的であること、および、本発明は、それらに限定されるものでないこと、ならびに、特許請求の範囲内で各種に実行できることが理解される。
【図面の簡単な説明】
【００６２】
【図１】明るい光の環境の、人間の眼の概略縦断面図であり、網膜上に焦点を結ぶ一対の光線が、角膜の光学系、および、従来の埋め込まれた眼内レンズを通り抜けるのを示している。
【図２】光の少ない環境の、人間の眼の縦概略断面図であり、網膜よりも前に焦点を結ぶ一対の光線が、角膜の光学系、および、従来の埋め込まれた眼内レンズの周辺部を通り抜けるのを示している。
【図３】明るい光の環境の、人間の眼の概略縦断面図であり、網膜上に焦点を結ぶ一対の光線が、角膜の光学系、および、偏心した、従来の埋め込まれた眼内レンズを通り抜けるのを示している。
【図４】中間の光の環境の、人間の眼の概略縦断面図であり、網膜よりも前に焦点を結ぶ一対の光線が、角膜の光学系、および、偏心した、従来の埋め込まれた眼内レンズを通り抜けるのを示している。
【図５Ａ】本発明の単焦点眼内レンズの平面および概略側面図であり、光軸に関し、同軸である領域を説明している。
【図５Ｂ】本発明の単焦点眼内レンズの平面および概略側面図であり、光軸に関し、同軸である領域を説明している。
【図６Ａ】直径５ｍｍの瞳孔において、それぞれ、偏心がない、および０．５ｍｍ偏心している状態で、非球面、球面、およびマルチゾーン単焦点ＩＯＬの、シミュレートした変調伝達関数を示している。
【図６Ｂ】直径５ｍｍの瞳孔において、それぞれ、偏心がない、および０．５ｍｍ偏心している状態で、非球面、球面、およびマルチゾーン単焦点ＩＯＬの、シミュレートした変調伝達関数を示している。
【図７】直径５ｍｍの瞳孔において、非球面、球面およびマルチゾーン単焦点ＩＯＬのシミュレートしたＭＴＦ曲線であり、角膜の収差、ＩＯＬの偏心および偏角、ならびに、僅かに瞳孔の大きさを変えた、１００の眼に亘る、それぞれの平均のＭＴＦを表している。
【符号の説明】
【００６３】
２０　人間の眼、２２　ＩＯＬ、２４　角膜の外側、２６　瞳孔、２８　虹彩、３０　網膜、３２　眼球、３４　触覚または固定用部材、３６　前面、３８　後面、４０　光線

【図１】



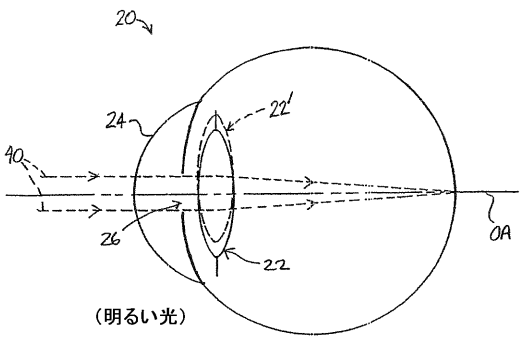
（明るい光）

【図２】



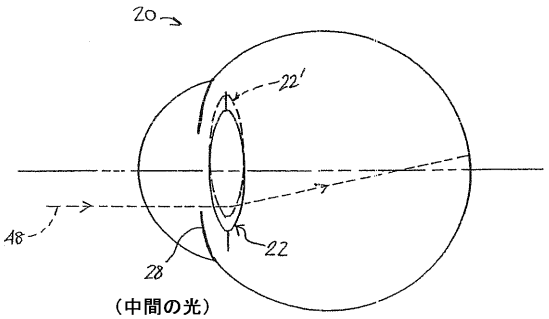
（少ない光）

【図３】



（明るい光）

【図４】



（中間の光）

【図５Ａ】

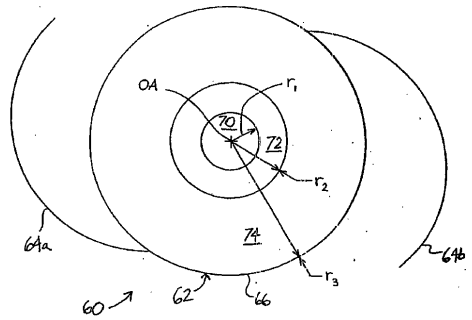


Fig. 5A

【図５Ｂ】

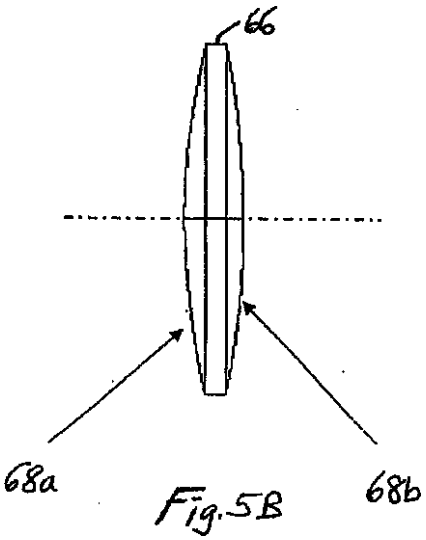
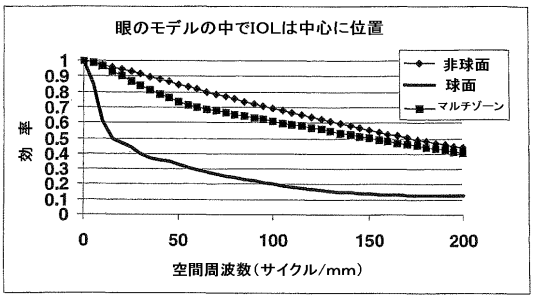
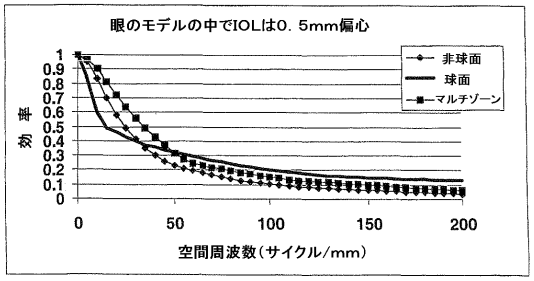


Fig. 5B

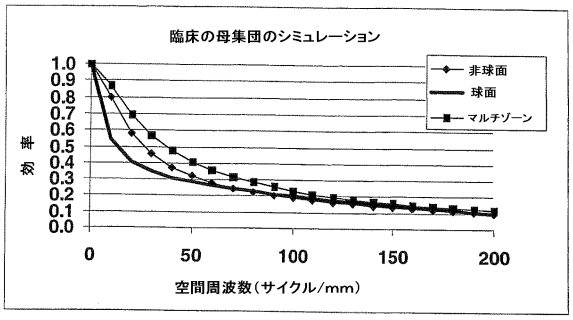
【図６Ａ】



【図６Ｂ】


眼のモデルの中でIOLは0．5mm偏心
非球面
球面
マルチゾーン
効率
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
0
50
100
150
200
空間周波数（サイクル/mm）

【図７】


臨床の母集団のシミュレーション
非球面
球面
マルチゾーン
効率
1.0
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0.0
0
50
100
150
200
空間周波数（サイクル/mm）

フロントページの続き

(72)発明者　アラン・ジェイ・ラング
アメリカ合衆国９０８０７カリフォルニア州ロング・ビーチ、ウォールナット・アベニュー３８４８番
(72)発明者　チャオ・フアウェイ
アメリカ合衆国９２６０６カリフォルニア州アーバイン、ナンバー５２１、フラッグストーン２番

審査官　見目　省二

(56)参考文献　特表２０００－５１１４３９（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－１２６１４４（ＪＰ，Ａ）
特表２００４－５３７３３２（ＪＰ，Ａ）
特表平１１－５０３２５０（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61F　2/16