

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年9月10日(10.09.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/179012 A1

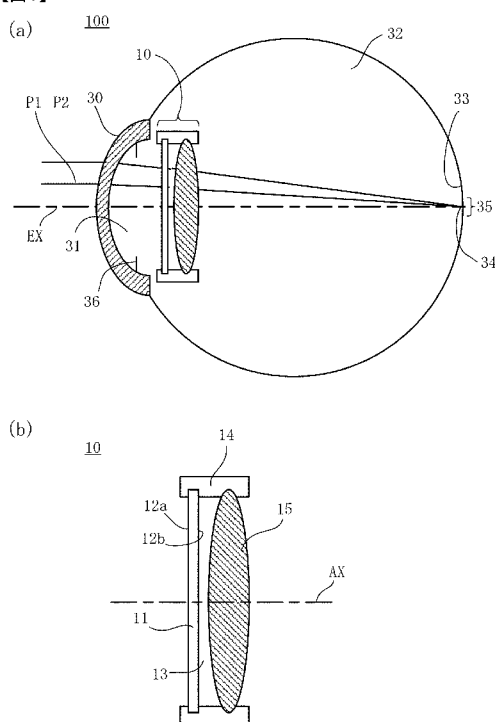
- (51) 国際特許分類:
A61F 2/16 (2006.01) G02C 7/04 (2006.01)
G02B 5/30 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/008856
- (22) 国際出願日: 2019年3月6日(06.03.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 株式会社ニコン (NIKON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 奥平陽介 (OKUDAIRA, Yosuke); 〒1086290 東京都港区港南二丁目15番3号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 永井冬紀, 外 (NAGAI, Fuyuki et al.); 〒1080075 東京都港区港南一丁目6番41号 品川クリスタルスクエア 901 永井特許事務所 Tokyo (JP).

- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS,

(54) Title: OPHTHALMOLOGICAL LENS AND OPHTHALMOLOGICAL LENS MANUFACTURING METHOD

(54) 発明の名称: 眼科用レンズ及び眼科用レンズの製造方法

【図1】



(57) Abstract: Provided is an ophthalmological lens that is fitted in the eye or near the eye, wherein: the ophthalmological lens comprises, on at least one surface, an optical element that includes a wave plate element in which the direction of a phase advancing axis changes depending on the distance from the optical center of such surface; and the direction of the phase advancing axis of the wave plate element is set so that, between a light ray passing through the optical center and a light ray passing through a portion separated from the optical center, a phase difference is added, such phase difference having a different sign for right-handed circularly polarized light and left-handed circularly polarized light.

(57) 要約: 眼科用レンズは、眼球内または眼球近傍に装着される眼科用レンズにおいて、少なくとも1つの面に、面の光学中心からの距離に応じて進相軸の方向が変化している波長板要素を含む光学素子を備え、波長板要素の進相軸の方向は、光学中心を通る光線と、光学中心から離れた部分を通る光線との間に、右円偏光光と左円偏光光とで符号の異なる位相差を付加するように設定されている。

SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

一 国際調査報告（条約第21条(3)）

明 細 書

発明の名称：眼科用レンズ及び眼科用レンズの製造方法

技術分野

[0001] 本発明は、眼内レンズ等の眼科用レンズ、眼科用レンズの製造方法に関する。

背景技術

[0002] 水晶体の摘出後に水晶体に代わって眼球内に装填する眼内レンズ（Intraocular lens、IOL）、水晶体を併用して眼球内に装填する有水晶体眼内レンズ（Phakic Intraocular lens、PIL）、およびコンタクトレンズ等の眼球に接触させて使用する眼科用レンズが用いられている。

また、眼の焦点調節力を補うために、多焦点タイプの眼科用レンズも用いられている。多焦点タイプの眼科用レンズの1つとして、所定のパターンを有する回折波長板コーティングを有する眼科用レンズも提案されている（特許文献1参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開第2015／161084号

発明の概要

[0004] 本発明の第1の態様の眼科用レンズは、眼球内または眼球近傍に装着される眼科用レンズにおいて、少なくとも1つの面に、前記面の光学中心からの距離に応じて進相軸の方向が変化している波長板要素を含む光学素子を備え、前記波長板要素の前記進相軸の方向は、前記光学中心を通る光線と、前記光学中心から離れた部分を通る光線との間に、右円偏光光と左円偏光光とで符号の異なる位相差を付加するように設定されている。

本発明の第2の態様の眼科用レンズの製造方法は、第1の態様に記載の眼科用レンズを製造する眼科用レンズの製造方法において、少なくとも1つの面の上に配向膜を形成すること、前記配向膜に、前記面の前記光学中心から

の距離に応じた配向方向を記録させること、前記配向方向が記録された前記配向膜の上に、前記進相軸が前記配向方向に従った方向に一致するように前記波長板要素を形成すること、とを含む。

図面の簡単な説明

[0005] [図1]図1 (a) は、第1実施形態による眼科用レンズが装着された眼球の断面を示す図。図1 (b) は、第1実施形態による眼科用レンズの断面を示す図。

[図2]図2 (a) は、第1実施形態の眼科用レンズの1つの面に形成された光学素子を構成する波長板要素の進相軸の方向の分布の一例を示す図。図2 (b) は、波長板要素の進相軸の方位角と面の中心からの距離との関係の一例を示す図。

[図3]図3 (a) は、図2に示す光学素子が左円偏光光に与える位相差と面の中心からの距離との関係を示す図。図3 (b) は、図2に示す光学素子が右円偏光光に与える位相差と面の中心からの距離との関係を示す図。

[図4]図4 (a) は、第1実施形態の眼科用レンズの1つの面に形成された光学素子を構成する波長板要素の進相軸の方向の分布の変形例1を示す図。図4 (b) は、変形例1の分布を有する光学素子を含む眼内レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図5]図5 (a) は、第1実施形態の眼科用レンズの1つの面に形成された光学素子を構成する波長板要素の進相軸の方向の分布の変形例2を示す図。図5 (b) は、変形例2の分布を有する光学素子を含む眼内レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図6]図6は、光学素子が波長板要素の進相軸の方位角の分布の変形例3が、透過する右円偏光光に付加する位相差を示す図。

[図7]図7は、光学素子が波長板要素の進相軸の方位角の分布の変形例4が、透過する右円偏光光に付加する位相差を示す図。

[図8]図8 (a) は、第1実施形態の眼科用レンズの1つの面に形成された光学素子を構成する波長板要素の進相軸の方向の分布の変形例5を示す図。図

8（b）は、変形例5の分布を有する光学素子を含む眼内レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図9]図9（a）は、第1実施形態の眼科用レンズの1つの面に形成された光学素子を構成する波長板要素の進相軸の方向の分布の変形例6を示す図。図9（b）は、変形例6の分布を有する光学素子を含む眼内レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図10]図10（a）は、眼科用レンズの別の一例を示す図。図10（b）は、眼科用レンズのさらに別の一例を示す図。

[図11]第2実施形態の眼科用レンズの断面を示す図。

[図12]第2実施形態の眼科用レンズが透過光に付加する位相差の一例を示す図。

[図13]第2実施形態の眼科用レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図14]第2実施形態の眼科用レンズが透過光に付加する位相差の変形例7を示す図。

[図15]透過光に対して図14に示す位相差を付加する眼科用レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図16]第2実施形態の眼科用レンズが透過光に付加する位相差の変形例8を示す図。

[図17]透過光に対して図16に示す位相差を付加する眼科用レンズを装着した際に網膜上に形成される像のMTFのシミュレーション結果を示す図。

[図18]図18は、眼科用レンズの製造方法のフローチャートを示す図である。

発明を実施するための形態

[0006]（第1実施形態の眼科用レンズ）

[0007] 図1（a）は、本発明の第1実施形態の眼科用レンズである眼内レンズ10が装填されている眼球100の断面を示す図である。図1に示した眼内レンズ10は、眼球から摘出された不図示の水晶体の代わりとして眼球100

内に装填されているレンズ（この場合、IOL）であり、元来は水晶体が配置されている位置である、硝子体32と前房31との間に配置されている。前房31の内部には、虹彩36が配置されている。眼内レンズ10は、その光軸AXが角膜30の中心と黄斑35の中心とを結ぶ直線を眼球の中心線EXと、概ね一致するように配置されるが、必ずしも厳密に一致する必要はない。

[0008] 眼内レンズ10は、元来の水晶体と同様の屈折力を持つレンズであり、不図示の外界の物体からの光線P1、P2は、角膜30で屈折し、前房31、眼内レンズ10、および硝子体32を経て、網膜33上の黄斑35の中心近傍にある結像点34に結像する。

図2に示した2本の光線P1、P2は例示であって、実際には、物体から発して入射面に入る多数の光線（例、結像光線）が、上記の角膜30や眼内レンズ10等を経て、網膜33上の結像点34に結像している。仮に、角膜30、前房31、眼内レンズ10、および硝子体32を含む光学系に収差がなければ、多数の結像光線のそれぞれの間に光路長差はない。

[0009] 図1（b）は、眼内レンズ10の拡大図断面図である。眼内レンズ10は、樹脂等からなり、眼内レンズ10に入射した光を屈折させるレンズ（ベースレンズ）15と、レンズ15より角膜30側（光の入射側）に配置されている透光性の基板11と、レンズ15および基板11を保持する保持枠14とを含む。そして、レンズ15と基板11の間には、樹脂等の透光物質13が充填されている。基板11は、角膜30側（光の入射側）の入射面12a、および網膜33側（光の入射側）の射出面12bを有する。以下、入射面12a、および射出面12bを合わせて、または単独で、単に面12とも呼ぶ。なお、面12は、平面でもよいし、曲面又は凹凸面であってもよいし、それらの混合面でもよい。

[0010] 図2（a）は、眼内レンズ10に含まれる基板11を、レンズ15の側から見た平面図である。第1実施形態の眼科用レンズ10は、基板11の入射面12a、または射出面12bの少なくとも一方に、波長板要素17を含む

光学素子 16 を備えている。

図 2 (a) において、光学素子 16 の内部に示した多数の線分は、その位置にある波長板要素 17 の進相軸の方向を表している。光学素子 16 内の各波長板要素 17 は、その射出面 12 b 内の位置に応じて進相軸の方向が変化している。

[0011] 波長板とは、一般的に定義されるように、それを透過する光に対して、波長板に固有の進相軸の方向に平行な電場を有する直線偏光光と、進相軸および光の進行方向と直交する遅相軸の方向に平行な電場を有する直線偏光光との間に、光路差を与える光学部材である。換言すると、波長板に入射した任意の偏光方向（電場の方向）を有する直線偏光光は、進相軸方向の電場を有する直線偏光成分と、遅相軸方向の電場を有する直線偏光成分とに分離され、相互の間に光路差（位相差）が生じる。この結果、波長板に入射した直線偏光光は、通常、楕円偏光光に変換されて、波長板から射出する。

[0012] ただし、進相軸または遅相軸の方向に平行な電場を有する直線偏光光は、それぞれ他方の遅相軸または進相軸に平行な電場を有する直線偏光成分を有しないので、直線偏光を保ったまま、波長板から射出する。

このうち、進相軸は、それに平行な電場を有する直線偏光の射出光の位相が、遅相軸に平行な電場を有する直線偏光の射出光の位相に比べて、進んでいる軸である。

1 / 2 波長板とは、波長板であって、上記の光路差が、それを透過する光の波長の $(1 / 2 + m)$ 倍 (m は 0 以上の整数) となる光学部材である。波長の $(1 / 2 + m)$ 倍の光路長差は、位相差としては $(2m + 1) \pi$ [rad] に相当する。

[0013] 基板 11 は、例えば、ガラスや樹脂から成り、基板 11 の射出面 12 b には不図示の配向膜が形成され、配向膜上に所定の厚さの複屈折材料を含む光学素子 16 が成膜されている。配向膜としては、例えば、ビーム・エンジニアリング・フォー・アドバンスド・メジャーメンツ・カンパニー (Beam Engineering for Advanced Measurements Co.) (ビーム社) から入手可能な P A

A Dシリーズのアゾベンゼン系化合物などの光配向材を用いることができる。

[0014] 例えば公知の光配向技術を用いて、射出面 1 2 b 上に形成した配向膜の各部分に、所定の配向方向を持たせる。その後、蒸着等の手法により、配向膜の上に所定の複屈折特性を有する材料（例えば有機材料）を、1 / 2 波長板として機能する所定の厚さとなるように成膜する。このとき、射出面 1 2 b 上の各部分に形成される部分的な 1 / 2 波長板の進相軸または遅相軸の方向は、その部分の配向膜の配向方向に倣ったものとなる。従って、射出面 1 2 b 上に、進相軸が射出面 1 2 b 面内の所定の方向を向いた部分的な 1 / 2 波長板である波長板要素 1 7 が、射出面 1 2 b の面内方向に連続的に形成された光学素子 1 6 を形成することができる。

[0015] 波長板要素 1 7 は、それぞれが個々に分離されたものである必要はない。光学素子 1 6 を構成する、その内部で進相軸の方向が変化する 1 / 2 波長板のうち、進相軸の方向が概ね一定と見做して良い範囲を、波長板要素 1 7 と解釈することができる。

なお、進相軸の方向とは、一例として、進相軸の図 2 の X 軸方向からの左回りを正とする回転角（方位角）を言うものとする。また、その回転角は、0 から 2π [rad] の範囲に限らず、負値であっても良く、 $\pm 2\pi$ [rad] を超えた値であっても構わないものとする。また、X 軸方向は、光学素子 1 6 および眼内レンズ 1 0 を眼球 1 0 0 に装着する際に、眼球 1 0 0 の中心線 E X と略直交する方向であれば良く、X 軸方向の中心線 E X を中心とする回転方向は、任意の方向であって良い。

[0016] 本例の光学素子 1 6 では、各波長板要素 1 7 の進相軸の方向は、各波長板要素 1 7 の光学素子 1 6 の中心 C T からの距離 r のみに応じて変化し、各波長板要素 1 7 の中心 C T からの + X 方向を基準とした偏角 θ には依らないものとしている。逆に言えば、光学素子 1 6 の中心 C T は、波長板要素 1 7 の進相軸の方位角の分布における中心であり、光学素子 1 6 の光学中心と解釈することができる。

なお、後述するように波長板要素 17 の進相軸の方位角の分布が、各波長板要素 17 の中心 C T からの偏角 θ に依存する場合であっても、その分布の軸対称性や 2 回対称等の回転対称性を有する場合には、それらの対称軸の交点や回転対称の中心点が光学素子 16 の光学中心である。

[0017] 光学要素 16 が形成されている基板 11 は、光学素子 16 の中心 C T がレンズ 15 の光軸（すなわち眼内レンズ 10 の光軸）と一致するように配置され、保持枠 14 により保持されている。

なお、光学中心である光学素子 16 の中心 C T は、射出面 12 b の中心、すなわち基板 11 の X Y 面内の中心とは、一致していなくても良い。

[0018] 図 2 (b) は、図 2 (a) に示した光学素子 16 における、各波長板要素 17 の進相軸の方位角と、中心 C T からの距離 r との関係を示す図である。本例においては、進相軸の方位角は、中心 C T からの距離 r に対する $\sin$ 関数で表される曲線 F A O に従って変化している。

[0019] 面内の位置に応じて進相軸の方向が異なる波長板要素 17 を有する光学素子 16 に円偏光光が入射すると、光学素子 16 を透過した円偏光光の位相は、相対的に、各波長板要素 17 の進相軸の方位角の 2 倍だけ変化する。従って、図 2 (a) および図 2 (b) に示した、光学素子 16 に円偏光光が入射した場合、透過光の位相は、中心 C T を中心として、中心 C T からの距離 r に応じて変化する。

[0020] 図 3 (a) および図 3 (b) は、図 2 (a) および図 2 (b) に示した光学素子 16 のを透過した円偏光光に付加される位相の変化（位相差）と、その光が透過した光学素子 16 の部分の中心 C T からの距離との関係を示す図である。図 3 (a) は左円偏光光に付加される位相差 P L を、図 3 (b) は右円偏光光に付加される位相差 P R を、それぞれ表わす。

なお、結像においては、それぞれの結像光束の内部での相対的な位相差のみが重要である。従って、図 3 (a) および図 3 (b) では、光学素子 16 の中心 C T から所定の距離離れた位置を透過した光の位相の、光学素子 16 の中心 C T を透過した光の位相に対する差（位相差）として表している。

[0021] 上述のように、光学素子 16 を透過した円偏光光の位相は、各波長板要素 17 の進相軸の方位角の 2 倍だけ変化する。そして、図 3 (a) および図 3 (b) に示したように、左円偏光光に付加される位相差 P_L と、右円偏光光に付加される位相差 P_R とは、付加される位相差は、絶対値としては等量であるが、その符号（正負）が異なっている。

従って、本例の光学素子 16 は、透過光に対して、中心 C_T を中心として中心 C_T からの距離に応じた位相差、すなわち広義の球面収差を、左円偏光光および右円偏光光のそれぞれに対して、等量かつ異符号で付加する光学部材として作用する。

[0022] 従って、この光学素子 16 の作用により、眼内レンズ 10 は、左円偏光光に対する屈折力と右円偏光光に対する屈折力とが異なり、左円偏光光に対する焦点距離と右円偏光光に対する焦点距離が異なるレンズとして機能する。

ところで、人間が目にする一般的な照明光は、ほとんどがいわゆるランダム偏光であるため、一般的な照明光には、左円偏光成分と右円偏光成分が概ね半分ずつ含まれている。

[0023] 従って、図 1 (a) に示したように、本例の眼内レンズ 10 を眼球内に配置することにより、網膜 33 上またはその近傍の、眼球の中心線 E_X 方向に異なる位置に、右円偏光光の焦点と左円偏光光の焦点とを別々に形成することができる。これにより、網膜 33 上に形成される像の実質的な焦点深度を拡大することができる。換言すれば、近景から遠景に渡る広範囲の物体の像を、網膜 33 上に高コントラストで結像させることができる。すなわち、眼内レンズ 10 が装着された眼球 100 の光学系の焦点深度を拡大することができる。

[0024] 眼内レンズ 10 においては、人間の目の比視感度が最も高い波長 550[nm] 程度の波長に対する性能が重要になるので、光学素子 16 を構成する波長板要素 17 は、波長 550[nm] 程度の波長に対して $1/2$ 波長板として機能するように、その厚さや材質を選定することが望ましい。ただし、薄暮時の性能を重視する場合などには、より短波長の波長 500[nm] 程度の波長に対して 1

／2波長板として機能するように設定してもよく、可視光である波長400～700[nm]の中の任意の1つの波長に対して、1／2波長板として機能するようにしてもよい。

なお、波長板要素17が付加する位相差は、正確に対象波長の1／2ではなくてもよく、例えば対象波長の1／4から3／4程度であっても、焦点深度の拡大効果を得ることができる。

[0025] ところで、図3(a)および図3(b)に示した、左円偏光光に付加される位相差 P_L と右円偏光光に付加される位相差 P_R とは、共に、図2(b)に示したSINC関数に基づくものである。従って、これを中心CTからの距離 r に対する級数として捉えたと、 r の2次成分だけでなく、4次成分、6次成分、8次成分・・・、という、 r の高次成分も含む関数である。

このうち、中心CTからの距離 r の2次成分(r の2乗に比例する成分)は、デフォーカスに対応する、いわゆるデフォーカス収差に相当し、それぞれの円偏光光による像の焦点を光軸AXに沿った方向に移動させる。ただし、その移動の向きは、左円偏光光と右円偏光光とで、逆になる。

[0026] 一方、中心CTからの距離 r の4次以上の成分は、いわゆるデフォーカス収差以外の収差に相当している。すなわち、本例の光学素子16は、このようにデフォーカス収差以外の収差(位相差)も透過光に付加させる。これにより、単純に焦点位置を光軸方向に2つに分離する2焦点レンズとは異なり、2次成分(デフォーカス収差)により光軸AX方向に分離されて形成された左円偏光光の焦点と右円偏光光の焦点との間にも、高コントラストの像を形成することができる。これにより、連続的に近景から遠景に渡る広範囲の物体の像を、網膜33上に高コントラストで結像させることができる。すなわち、眼内レンズ10が装着された眼球100の光学系の焦点深度を拡大することができる。

[0027] (波長板要素の進相軸の方位角の変形例1)

付加する位相差は、上記の距離 r に対する関数 $\phi(r)$ として、式(1)で表されるごとき、SINC関数で表される量であっても良い。

[数1]

【数 1】

$$\phi(r) = \sum_{j=1}^J C_j \operatorname{sinc}^g(D_j \zeta(r))$$

. . . (1)

[0028] ここで、関数 $\zeta(r)$ は、

[数2]

【数 2】

$$\zeta(r) = \frac{n}{\lambda} \left(1 - \sqrt{1 - \left(\frac{r}{f} \right)^2} \right)$$

. . . (2)

であり、 f は眼内レンズ 10 の焦点距離、 λ は眼内レンズ 10 で使用される光の中心波長、 n は眼内レンズの屈折率である。 g は 0 より大きい任意の第 1 定数であり、0.1 から 1.0 程度の値であることが好ましい。

[0029] なお、 SINC 関数である $\operatorname{sinc}(x)$ とは $\sin(\pi x) / (\pi x)$ であり、 $\operatorname{sinc}^g(x)$ とは $\operatorname{sinc}(x)$ の絶対値の g 乗に $\operatorname{sinc}(x)$ の符号を乗じたものを表す。

J は任意の自然数であり、第 1 係数 C_j 、および第 2 係数 D_j は、1 から J までの添え字 j を付けて表される、それぞれ J 個の係数である。

[0030] 図 4 (a) は、光学素子 16 を構成する波長板要素 17 の進相軸の方向の分布の変形例 1 を示す図であり、進相軸の方向（進相軸の方位角）は、光学素子 16 を透過する光に対して、上述の式 (1) の SINC 関数に基づくに関数に従って連続的に変化している。変形例 1 においても、波長板要素 17 の進相軸の方向は、中心 CT から波長板要素 17 までの距離 r にのみ依存し、中心 CT からの偏角 θ には依存しないものとしている。

[0031] 上述のように、光学素子 16 を透過した円偏光光の位相は、各波長板要素 17 の進相軸の方位角の 2 倍だけ変化する。

従って、各波長板要素 17 の進相軸の方位角は、図 4 (a) に示す曲線 F A 1 にしめすとおり、中心 C T から距離 r に応じて、式 (1) で表される量の位相差の半分の角度だけ、X 軸方向から回転している。なお、曲線 F A 1 は、図 4 (a) の縦軸方向に任意の量だけ平行シフトしたものであっても良い。縦軸方向に並行シフト、すなわち、各波長板要素 17 がそれぞれ一定の角度だけ回転しても、光学素子 16 を透過する光透過光の中の位相差は変化せず、結像の特性には影響を与えないためである。

なお、この変形例 1 においても、右円偏光光と左円偏光光とに対して、光学素子 16 を透過する光に対して付加される位相差は、等量かつ異符号で付加される。

[0032] 図 4 (b) は、図 4 (a) に示した変形例 1 の方位角分布を有する光学素子 16 を含む眼内レンズ 10 を装着した際に、結像点 34 近傍の網膜 33 上に形成される像の、所定の空間周波数 (約 50 [LP/mm]) での M T F (Modulation Transfer Function) の各ディオプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。

シミュレーションは、2008年にHerbert Grossにより編纂された「Handbook of Optical Systems: Vol. 4 Survey of Optical Instruments」(WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim) の第 36 章第 4 節に開示される、Navarrosモデルに基づくものである。すなわち、上記のNavarrosモデルによる焦点距離の光学系(角膜 30、前房 31、眼内レンズ 10、および硝子体 32 を含む光学系)を想定し、その光学系を通過する各結像光線に図 4 (a) に示した各波長板要素 17 の方位角から求まる位相差を付加して、シミュレーションを行った。

[0033] M T F 曲線 M R 1 は右円偏光光による像の M T F を、M T F 曲線 M L 1 は左円偏光光による像の M T F を、それぞれ表す。そして、M T F 曲線 M T 1 は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像の M

MTFを表す。

変形例1においても、光学素子16は、特に、中心CTからの距離 r が1.5[mm]以内の領域において、中心CTからの距離 r の2乗に比例するデフォーカス成分を含む位相差を付加する。かつ、この位相差は、右円偏光光と左円偏光光とは異符号である。

従って、右円偏光光と左円偏光光とは、網膜33の近傍で、光軸AXに沿って相互に異なる方向にデフォーカスして結像される。本シミュレーションにおいては、レンズ15の屈折力または中心線EXに沿った方向の位置を調整することにより、右円偏光光の像のMTFであるMTF曲線MR1が0ディオプトリ（無限遠の物体）において最大値となるように設定している。このとき、左円偏光光の像のMTFであるMTF曲線ML1は2.6ディオプトリ（眼球から0.385[m]離れた物体）において最大値となる。

[0034] さらに、光学素子16は、特に中心CTからの距離 r が1.5[mm]以上の領域において、中心CTからの距離 r の高次の項に比例する位相差を付加する。これにより、右円偏光光の像のMTFであるMTF曲線MR1においては1ディオプトリ（眼球から1[m]離れた物体）において副極大となり、左円偏光光の像のMTFであるMTF曲線ML1は1.8ディオプトリ（眼球から0.555[m]離れた物体）において副極大となる。

これにより、最終的に網膜33が視覚する右円偏光光と左円偏光光との強度を加算した合成像のMTF曲線MT1は、0ディオプトリ（無限遠の物体）から3ディオプトリ（眼球から0.333[m]離れた物体）までの広範な範囲に渡って良好な値を保つ。従って、変形例1の光学素子16により、近距離から遠距離に渡る広範囲な物体の像を高コントラストで網膜33上に結像させることができる。

[0035] （波長板要素の進相軸の方位角の変形例2）

光学素子16が透過光に付加する位相差は、上述のSINC関数やSINC関数に基づく関数に限られるわけではない。例えば、本例の光学素子16においても、透過光に付加させる収差（位相差）を、主に中心CTからの距

離 r の 2 乗に比例する成分（2 次成分。デフォーカス収差）に限定しても良い。この場合には、近景にある物体および遠景にある物体の像を、共に網膜 33 上に高コントラストで結像させることができる。

あるいは、付加する位相差は、中心 C T からの距離 r の偶数次の冪級数で表される量であってもよい。さらには、付加する位相差は、中心 C T からの距離 r の偶数次の冪級数に、距離 r の奇数次の冪級数を加えた関数で表される量であってもよい。また、光学素子 16 が光に付加する位相差は、光軸からの距離 r に対して単調減少するガウス関数または光軸からの距離 r に対して周期的に変動する C O S 関数であってもよいし、該ガウス関数である第 1 項と、S I N または C O S 関数である第 2 項との組み合わせの関数でもよい。

[0036] 図 5 (a) は、光学素子 16 を構成する波長板要素 17 の進相軸の方向の分布の変形例 2 を示す図であり、進相軸の方向（進相軸の方位角）は、光学素子 16 を透過する光に対して、中心 C T からの距離 r の冪級数で表される量（曲線 F A 2）となっている。従って、光学素子 16 を透過した円偏光光には、中心 C T を透過した光を基準として、各波長板要素 17 の進相軸の方位角（曲線 F A 2）の 2 倍の位相差が付加される。

[0037] 変形例 2 においても、波長板要素 17 の進相軸の方向は、中心 C T から波長板要素 17 までの距離 r にのみ依存し、中心 C T からの偏角 θ には依存しないものとしている。

なお、この変形例 2 においても、右円偏光光と左円偏光光とに対して、光学素子 16 を透過する光に対して付加される位相差は、等量かつ異符号で付加される。

また、曲線 F A 2 は、図 5 (a) の縦軸方向に任意の量だけ平行シフトしたものであっても良い。

[0038] 図 5 (b) は、図 5 (a) に示した変形例 2 の方位角分布を有する光学素子 16 を含む眼内レンズ 10 を装着した際に、結像点 34 近傍の網膜 33 上に形成される像の、所定の空間周波数（約 50 [LP/mm]）での M T F の各ディ

オプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。シミュレーション方法は、上記と同様である。

[0039] MTF曲線MR2は右円偏光光による像のMTFを、MTF曲線ML2は左円偏光光による像のMTFを、それぞれ表す。そして、MTF曲線MT2は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像のMTFを表す。

変形例2においては、波長板要素17の進相軸の方位角の変化は、中心CTからの距離 r が0から1[mm]程度の範囲では、距離 r の2乗に比例する成分、すなわちデフォーカス成分が支配的である。そして、このデフォーカス成分についても、右円偏光光と左円偏光光とに対して、異符号で付加されるため、右円偏光光と左円偏光光とは、網膜33の近傍で、光軸AXに沿って相互に異なる方向にデフォーカスして結像される。

[0040] 本シミュレーションにおいては、レンズ15の屈折力または中心線EXに沿った方向の位置を調整することにより、右円偏光光の像のMTFであるMTF曲線MR2が0.8ディオプトリ（眼球から1.25[m]離れた物体）において最大値となるように設定している。このとき、左円偏光光の像のMTFであるMTF曲線ML2は1.25ディオプトリ（眼球から0.8[m]離れた物体）において最大値となる。

[0041] 光学素子16上の波長板要素17の進相軸の方位角は、中心CTからの距離 r に対する高次成分（3次以上）にも比例して変化し、距離 r が1[mm]を超えると、高次の成分が支配的となってくる。この高次成分が、いわゆる球面収差として機能するため、図5（b）において、右円偏光光の像のMTFであるMTF曲線MR2は、最大値となる0.8ディオプトリよりもマイナスディオプトリ側で比較的高いコントラストを維持する。一方、左円偏光光の像のMTFであるMTF曲線ML2は、最大値となる1.25ディオプトリよりもプラスディオプトリ側で比較的高いコントラストを維持する。

[0042] この結果、最終的に網膜33が視覚する右円偏光光と左円偏光光との強度を加算した合成像のMTF曲線MT2は、0ディオプトリ（無限遠の物体）

から2.2ディオプトリ（眼球から0.455[m]の物体）までの広範な範囲に渡って良好な値を保つ。従って、変形例2の光学素子16により、近距離から遠距離に渡る広範囲な物体の像を高コントラストで網膜33上に結像させることができる。

[0043] （波長板要素の進相軸の方位角の変形例3）

図6は、変形例3の進相軸の方位角の分布を有する波長板要素17を含む光学素子16上が、これを透過する右円偏光光に付加する位相差と、その光が透過した光学素子16の部分の中心CTからの距離との関係を示す図である。従って、波長板要素17の進相軸の方位角としては、グラフの縦軸の値は半分になる点に留意されたい。なお、図6では、中心CTを透過した光の位相ではなく、光学素子16の周辺部（中心CTからの距離 r が大きな領域）と透過する光の平均的な位相を基準（値＝0）として位相差を表している。また、図示は省略しているが、光学素子16を透過する左円偏光光に対しても、図6と同量かつ異符号の位相差を付加する。

[0044] 変形例3の波長板要素17の進相軸の方位角の分布は、上述の距離 r のSINC関数に基づくものであっても、距離 r の冪級数に基づくものであっても良い。変形例3においては、光学素子16の中心CTの近傍の領域、たとえば図6に示すように、中心CTから半径 r_a 以内の領域を第1領域Z1と呼ぶ。また、中心CTから第1領域Z1よりも離れた領域、たとえば中心CTから半径 r_a 以上、かつ半径 r_b 以内の領域を第2領域Z2と呼ぶ。そして、中心CTから第2領域Z2よりも離れた領域、たとえば中心CTから半径 r_b 以上、かつ半径 r_c 以内の領域を第3領域Z3と呼ぶ。

[0045] 例えば、中心CTから遠い第3領域Z3を通る光線には、第3領域Z3内の第3位相差 ϕ_3 の平均値としての基準値である0[rad]を中心として中心CTからの距離に応じて変動する第3位相差 ϕ_3 が付加されている。第3位相差 ϕ_3 は中心CTからの距離に対して概ね周期的に変動している。第3領域Z3内における第3位相差 ϕ_3 と基準値である0[rad]との差の絶対値の最大値を、変動の振幅 A_3 と呼ぶ。

[0046] 一方、中心C Tの近傍の第1領域Z 1を通る光線には、第3領域Z 3を通る光線に対して、約4 [rad]以上の第1位相差 $\phi 1$ が付加されている。そして、さらに、第2領域Z 2を通る光線には、第1領域Z 1を通る光線と第3領域Z 3を通る光線との位相差を連続的につなぐとともに、中心C Tからの距離に応じて連続的に変化する第2位相差 $\phi 2$ が付加されている。言い換えると、第2領域Z 2を通る光線には、第1位相差 $\phi 1$ と第3位相差 $\phi 3$ とを連続的につなぐとともに、中心C Tからの距離に基づいて連続的に変化する第2位相差 $\phi 2$ が付加される。すなわち、第1領域Z 1、第2領域Z 2および第3領域Z 3を通る各光線の位相は、中心C Tからの距離に対して常に連続的に変化する、不連続な位相変化が生じることはない。

なお、光学素子1 6を通過する光の位相が、第1領域Z 1を含み、中心C Tから距離 r が光学素子1 6の半径の半分程度までの所定領域内においては連続的に変化する、所定領域外では不連続に変化するよう構成されていてもよい。

[0047] 以上の変形例3においても、右円偏光光と左円偏光光とを、網膜3 3の近傍で、光軸A Xに沿って相互に異なる方向にデフォーカスして結像させることができる。さらに、第3領域Z 3における第3位相差 $\phi 3$ の中心C Tからの半径（距離） r に対する変動は、いわゆる2重焦点レンズとしての作用を有している。このため、変形例3の光学素子1 6により、近距離から遠距離に渡る広範囲な物体の像を高コントラストで網膜3 3上に結像させることができる。

なお、多焦点レンズ（例、2重焦点レンズ）としての機能を効率よく発揮させるために、この変動の半径 r 方向の周期は0.1~1.0mm程度であることが好ましい。また、変動の振幅 $A 3$ は、0.05[rad]以上であって、上述の第1位相差 $\phi 1$ の7割程度以下であることが好ましい。

さらに、右円偏光光と左円偏光光の光軸A X方向の焦点位置に十分な量の差を与えるために、第1位相差 $\phi 1$ は、1.5 [rad]以上であることが望ましい。

[0048] (波長板要素の進相軸の方位角の変形例4)

図7は、変形例4の進相軸の方位角の分布を有する波長板要素17を含む光学素子16上が、これを透過する右円偏光光に付加する位相差と、その光が透過した光学素子16の部分の中心CTからの距離との関係を示す図である。従って、前述の図6と同様に、波長板要素17の進相軸の方位角としては、グラフの縦軸の値は半分になる点に留意されたい。なお、図7では、図6と同様に、中心CTを透過した光の位相ではなく、光学素子16の周辺部(中心CTからの距離 r が大きな領域)と透過する光の平均的な位相を基準(値=0)として位相差を表している。また、図示は省略しているが、光学素子16を透過する左円偏光光に対しても、図7と同量かつ異符号の位相差を付加する。

[0049] 変形例4の光学素子16においては、中心CTから遠い第3領域Z3を通る光線には、第3領域Z3内の第3位相差 ϕ_3 の平均値としての基準値である0[rad]を中心として中心CTからの距離 r に応じて変動する第3位相差 $\phi_3 a$ が付加されている。第3領域Z3内における第3位相差 $\phi_3 a$ と基準値である0[rad]との差の絶対値の最大値を、変動の振幅 $A_3 a$ と呼ぶ。

[0050] 一方、中心CTの近傍の第1領域Z1を通る光線には、第3領域Z3を通る光線に対して、約9[rad]の第1位相差 $\phi_1 a$ が付加されている。そして、さらに、第2領域Z2を通る光線には、第1領域Z1を通る光線と第3領域Z3を通る光線との位相差を連続的につなぐとともに、中心CTからの距離 r に応じて連続的に変化する第2位相差 $\phi_2 a$ が付加されている。

[0051] 以上の変形例4においても、右円偏光光と左円偏光光とを、網膜33の近傍で、光軸AXに沿って相互に異なる方向にデフォーカスして結像させることができる。さらに、第3領域Z3における第3位相差 $\phi_3 a$ の中心CTからの半径 r に対する変動は、いわゆる2重焦点レンズとしての作用を有している。このため、変形例4の光学素子16により、近距離から遠距離に渡る広範囲な物体の像を高コントラストで網膜33上に結像させることができる。

なお、多焦点レンズ（例、2重焦点レンズ）としての機能を効率よく発揮させるために、変動の振幅 A_{3a} は、 $0.05[\text{rad}]$ 以上であって、上述の第1位相差 ϕ_{1a} は、変動の振幅 A_{3a} の1.3倍程度以上であることが好ましい。

[0052] 以上の変形例3および変形例4において、第1位相差 ϕ_1 は、第1領域 Z_1 内で一定値である必要はなく、中心 CT からの距離 r によって変動する値であってもよい。

第1領域 Z_1 は、一例として、中心 CT からの半径が0.2mm未満の領域とすることができる。そして、第2領域 Z_2 は、一例として、中心 CT を基準にして第1領域 Z_1 の外側であって中心 CT からの半径が1.2mm未満の領域とすることができる。第3領域 Z_3 は、一例として、中心 CT を基準にして第2領域 Z_2 の外側であって中心 CT からの半径が2.5mm未満の領域とすることができる。

[0053] 人間の眼球100の瞳径は、明るい環境下において3～4mm程度、暗い環境下において6mm程度である。従って、第1領域 Z_1 、第2領域 Z_2 、および第3領域 Z_3 の境界を上記の半径とすることで、明るい環境下および暗い環境下のいずれにおいても、網膜33上には、第1領域 Z_1 、第2領域 Z_2 、および第3領域 Z_3 の全ての領域を通る光線による像が形成される。これにより、眼内レンズ10は、明るい環境下であっても暗い環境下であっても、上述の焦点深度の向上効果が得られる。

[0054] （波長板要素の進相軸の方位角の変形例5）

図8（a）は、変形例5の光学素子16内の波長板要素17の進相軸の方位角 FA_5 と中心 CT からの距離 r との関係を表す図である。変形例5の波長板要素17の進相軸の方位角 FA_5 は、光学素子16を透過する円偏光光に対して、いわゆる $Blaze$ 型の回折レンズとして機能する位相差を付加するように構成されている。

[0055] 変形例5の方位角 FA_5 は、中心 CT からの距離 r が所定の値となる何れ所かにおいて、進相軸の方位角が $\pi/2[\text{rad}]$ （角度としては 90° ）不連続

に変化している。換言すれば、光学素子 16 は、波長板要素 17 の進相軸の方位角の不連続部により分割された、相互に中心 C T からの距離が異なる複数の環状部 A 1 ～ A 22 に分割されている。なお、図 8 (a) では、煩雑さを避けるために A 9 から A 21 については符号の記載を省略している。また、複数の環状部 A 1 ～ A 22 の総数は、22 個に限られるわけではなく、波長板要素 17 はいくつの環状部に分割されていてもよい。

変形例 5 の分布においても、波長板要素 17 の進相軸の方位角 F A 5 は、光学素子 16 の中心 C T からの距離 r にのみ依存し、波長板要素 17 の中心 C T からの偏角 θ には依存しないものとしている。

[0056] 複数の環状部 A 1 ～ A 22 のそれぞれの内部においては、波長板要素 17 の進相軸の方位角 F A 5 は中心 C T からの距離に応じて連続的に変化する。一方、複数の環状部 A 1 ～ A 22 の相互の境界においては、方位角 F A 5 は $-\pi/2$ [rad] (-90°) に不連続に変化している。そして、全ての波長板要素 17 の進相軸の方位角は、X 軸方向を基準 (0 [rad]) として $\pm\pi/4$ [rad] ($\pm 45^\circ$) の範囲内に入っている。

[0057] 変形例 5 の進相軸の方位角 F A 5 は、式 (3) で表される中心 C T からの距離 r の 2 乗に比例する関数 $\omega(r)$ に基づいて、決定されている。

$$\omega(r) = q \cdot r^2 \quad \dots (3)$$

ここで、ここで q は正の定数である。

変形例 5 の進相軸の方位角 F A 5 は、式 (3) の $\omega(r)$ に従って距離 r の増加に伴って連続的に増加するが、方位角 F A 5 が $\pi/4$ [rad] (45°) に達する度に、その場所で (距離 r で) $-\pi/2$ [rad] (-90°) だけ不連続に変化するものとなっている。

[0058] この進相軸の方位角は、これを透過する円偏光光に付加する位相としては 2 倍になる。従って、変形例 5 の光学素子 16 は、これを透過する右円偏光光に対し、中心 C T からの距離 r の増加に伴って距離 r の 2 乗に比例して変化し、かつ、 $\pi/2$ [rad] (90°) に達する度に、 $-\pi$ [rad] (-180°) 変化する位相差を付加する。すなわち、上述のように、複数の環状部 A 1

～A 2 2の相互の境界で位相差が π [rad]であるB l a z e d型の回折レンズとして機能する位相差を付加する。

[0059] 従って、変形例5の光学素子16はB l a z e d型の回折レンズとして機能し、これを透過する右円偏光光を、回折により収束（または発散）される－1次回折光と、回折されずに直進する0次回折光とを含むいくつかの回折光に分離する。

また、変形例5の光学素子16を透過する左円偏光光は、回折により発散（または収束）される＋1次回折光と、回折されずに直進する0次回折光とを含むいくつかの回折光に分離される。

[0060] この結果、変形例5の光学素子16は、レンズ15との組み合わせにより、多重焦点レンズを構成する。従って、変形例5の光学素子16を構成する複数の環状部A 1～A 2 2のうちの少なくとも一部は、右円偏光光および左円偏光光のそれぞれに対する多重焦点フィルタを構成すると解釈することができる。

[0061] 図8（b）は、図8（a）に示した変形例5の方位角分布を有する光学素子16を含む眼内レンズ10を装着した際に、結像点34近傍の網膜33上に形成される像の、所定の空間周波数（約50 [LP/mm]）でのMTFの各ディオプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。シミュレーション方法は、上記と同様である。

[0062] MTF曲線MR3は右円偏光光による像のMTFを、MTF曲線ML3は左円偏光光による像のMTFを、それぞれ表す。そして、MTF曲線MT3は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像のMTFを表す。本シミュレーションにおいては、レンズ15の屈折力または中心線EXに沿った方向の位置を調整することにより、右円偏光光の－1次光の焦点位置を0ディオプトリに設定している。

[0063] 従って、右円偏光光による像のMTF曲線MR3は、0ディオプトリ（無限遠の物体）において－1次光の焦点による極大値を持ち、+1.6ディオプトリ（眼球から0.625[m]離れた物体）において0次光の焦点による極大値を持

つ。一方、左円偏光光による像のMTF曲線ML3は、+1.6ディオプトリ（眼球から0.625[m]離れた物体）において0次光の焦点による極大値を持ち、3.2ディオプトリ（眼球から0.312[m]離れた物体）において+1次光の焦点による極大値を持つ。

右円偏光光の0次光および左円偏光光の0次光は、どちらも変形例5の光学素子16による回折作用（発散または収束作用）を受けないため、等しいディオプトリの位置に焦点を結ぶ。

[0064] この結果、最終的に網膜33が視覚する右円偏光光と左円偏光光との強度を加算した合成像のMTF曲線MT3は、0ディオプトリ（無限遠の物体）、+1.6ディオプトリ（眼球から0.625[m]離れた物体）、および3.2ディオプトリ（眼球から0.312[m]離れた物体）において、それぞれ極大値を有する。従って、変形例5の光学素子16により、遠景、中景、近景の3ヶ所に存在する各物体の像を高コントラストで網膜33上に結像させることができる。

[0065] なお、上記の3重焦点（0ディオプトリ、+1.6ディオプトリ、および3.2ディオプトリ）の間隔は、これに固定されるものではない。すなわち、式（3）の定数 q の値を変更することにより、変更することができる。なお、定数 q の値を変更することにより、各の環状部A1～A22の境界の中心CTからの距離も変わる。

また、定数 q の値は負であってもよい。この場合には、方位角FA5は距離 r の増加に伴って減少（負に増大）するが、 $-\pi/4$ [rad] (45°) に達する度に、その場所で（距離 r で） $+\pi/2$ [rad] ($+90^\circ$) だけ不連続に増大するものとすれば良い。

[0066] また、上記では、変形例5の光学素子16の各波長板要素17の進相軸の方位角は、X軸方向を基準（0 [rad]）として $\pm\pi/4$ [rad] ($\pm 45^\circ$) の範囲内に入っているものとしたが、この基準はX軸方向に限られるものではなく、光学素子16の面内の任意の方向であっても良い。また、複数の環状部A1～A22の相互の境界での進相軸の方位角の不連続な変化も、上述の $-\pi/2$ [rad] (-90°) に限られるわけではなく、 $\pi/2$ [rad] (90°)

）であっても良い。

また、中心C T（距離 $r = 0$ ）における進相軸の方位角は、 $0 [\text{rad}]$ に限られるものではなく、任意の角度であっても良い。

[0067] （波長板要素の進相軸の方位角の変形例6）

図9（a）は、変形例6の光学素子16内の波長板要素17の進相軸の方位角F A 6を表す図である。変形例6の方位角F A 6は、上述の変形例5の方位角F A 6と同様に、光学素子16を透過する円偏光光に対して、いわゆるB l a z e d型の回折レンズとして機能する位相差を付加するように構成されている。

[0068] ただし、変形例6では、B l a z e d型の回折レンズである光学素子16からの0次光にも収束性または発散性を持たせる構成としている。具体的には、変形例6の光学素子16では、変形例5の光学素子16の各波長板要素17のそれぞれを、中心C Tからの距離 r の2乗に比例する、式（4）の角度 ρ だけ、それぞれ右回り（方位角の一方方向）にさらに回転させたものに対応している。

$$\rho(r) = s \cdot r^2 \quad \dots (4)$$

ここで s は正の定数である。

[0069] 上記の回転の結果、変形例6の光学素子16の各波長板要素17の方位角F A 6は、X軸方向を基準（ $0 [\text{rad}]$ ）として $\pm \pi / 4 [\text{rad}]$ （ $\pm 45^\circ$ ）の範囲内には制限されず、距離 r に応じた任意の値を持つことになる。なお、図9（a）では、各波長板要素17の方位角F A 6を、 $\pm \pi / 2 [\text{rad}]$ （ $\pm 90^\circ$ ）の範囲で表現している。 $+\pi / 2 [\text{rad}]$ の方位角は、 $-\pi / 2 [\text{rad}]$ の方位角と等価なためである。

[0070] 上記の各波長板要素17のそれぞれを、中心C Tからの距離 r の2乗に比例する角度だけ回転させる結果、光学素子16を透過した右円偏光の0次光には、中心C Tを透過した光の位相を基準として、中心C Tからの距離の2乗に比例する位相差が形成される。これは、変形例6の光学素子16を透過した右円偏光の-1次光についても同様である。一方、変形例6の光学素子

16を透過した左円偏光の0次光および+1次光には、中心CTを透過した光の位相を基準として、上記の右円偏光と同量であって、異なる符号の位相差が付加される。

従って、網膜33近傍に形成される右円偏光光による像と左円偏光光による像とを、中心線EXに沿ってそれぞれ逆方向に移動させて結像させることができる。

[0071] 図9(b)は、図9(a)に示した変形例6の方位角FA6を有する光学素子16を含む眼内レンズ10を装着した際に、結像点34近傍の網膜33上に形成される像の、所定の空間周波数(約50 [LP/mm])でのMTFの各ディオプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。シミュレーション方法は、上記と同様である。

[0072] MTF曲線MR4は右円偏光光による像のMTFを、MTF曲線ML4は左円偏光光による像のMTFを、それぞれ表す。そして、MTF曲線MT4は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像のMTFを表す。本シミュレーションにおいては、レンズ15の屈折力または中心線EXに沿った方向の位置を調整することにより、右円偏光の-1次光の焦点位置を0.2ディオプトリ(眼球から5[m]離れた物体)に設定している。

[0073] 従って、右円偏光光による像のMTF曲線MR4は、0.2ディオプトリ(眼球から5[m]離れた物体)において-1次光の焦点による極大値を持ち、+2ディオプトリ(眼球から0.5[m]離れた物体)において0次光の焦点による極大値を持つ。一方、左円偏光光による像のMTF曲線ML4は、+1.2ディオプトリ(眼球から0.833[m]離れた物体)において0次光の焦点による極大値を持ち、3ディオプトリ(眼球から0.333[m]離れた物体)において+1次光の焦点による極大値を持つ。

すなわち、右円偏光の0次光と左円偏光の0次光とのそれぞれの焦点位置を、中心線EXに沿った方向に相互にずらすことができる。

[0074] この結果、最終的に網膜33が視覚する右円偏光光と左円偏光光との強度を加算した合成像のMTF曲線MT4は、0ディオプトリ(無限遠の物体)

から3.2ディオプトリ（眼球から0.313[m]の物体）までの広範な範囲に渡って良好な値を保つ。従って、変形例6の光学素子16により、近距離から遠距離に渡る広範囲な物体の像を高コントラストで網膜33上に結像させることができる。

[0075] なお、右円偏光の0次光と左円偏光の0次光との焦点位置のずれ量は、上記に限定されるわけではなく、式(4)の定数 s の値を変更することにより、任意のずれ量を設定することができる。また、定数 s は負の値であってもよく、この場合には、各波長板要素17のそれぞれは、上述の変形例5の場合に比べて、式(4)の角度 ρ だけそれぞれ左回り（方位角の+方向）に回転させたものに対応する。

[0076] 以上の変形例5および変形例6においても、進相軸の方位角は、必ずしも式(3)で表される関数 $\omega(r)$ どおりに決定されなくても良い。例えば、式(3)で表される $\omega(r)$ に加えて、さらに距離 r の高次（3次以上）成分を含む関数に基づいて決定されていてもよい。

また、以上の、変形例5および変形例6においては、複数の環状部A1～A22の相互の境界において、各波長板要素17の進相軸の方位角が $\pm 90^\circ$ 不連続に変化するものとした。ただし、この変化は、不連続に限られるわけではなく、境界部が僅かな幅（隣接する環状部の径方向の幅の1割以下程度の幅）を有し、その幅の中で連続的に変化するものであってもよい。また、上記の幅の境界部が遮光部となってもよい。また、境界部における各波長板要素17の進相軸の方位角の変化量も正確に $\pm 90^\circ$ ではなくても良く、 $+80^\circ \sim +100^\circ$ 、または $-80^\circ \sim -100^\circ$ 程度の範囲であっても良い。

[0077] 以上の第1実施形態および各変形例においては、光学要素16が付加する位相差（収差）のうち、中心CTからの距離 r の2乗に比例する成分をデフォーカス成分（デフォーカス収差）と呼んでいる。一般的に、光学系の開口数NAが大きい場合には、デフォーカスにより中心CTからの距離 r の4乗に比例する収差も発生する。しかし、眼球の場合には、その開口数が小さい

(0.2程度)ので、デフォーカス収差は、事実上、中心C Tからの距離 r の2乗に比例する成分に限定して良く、中心C Tからの距離 r の3乗以上の高次成分は、デフォーカス収差以外の収差と考えて良い。

[0078] なお、以上の第1実施形態および各変形例においては、各波長板要素17の進相軸の方位角は、中心C Tからの距離 r のみに依存し、中心C Tからの偏角には依存しない、すなわち、各波長板要素17の進相軸の方位角は、中心C Tに対して回転対称であるとしている。

しかし、各波長板要素17の進相軸の方位角は、偏角 θ に依存してもよい。例えば、上記の第1実施形態および各変形例において、上記の中心C Tからの距離 r を、 $r^2 = \sqrt{ax^2 + by^2}$ に置き換えて各波長板要素17の進相軸の方位角を決定することもできる。ここで a および b は任意の正の定数であり、 x および y は各波長板要素17のXY座標 (x, y) である。

[0079] この場合には、各波長板要素17の進相軸の方位角は、各波長板要素17の中心C Tからの偏角 θ に依存するとともに、中心C Tを中心とする2回対称の分布を有する。そして、光学素子16は透過光に対して、デフォーカス収差以外の収差の一例として非点収差に対応する位相差を付加する。なお、各波長板要素17の進相軸の方位角の中心C Tからの偏角 θ への依存は、上記の方法に限られるわけではなく、各波長板要素17の進相軸の方位角が、各波長板要素17の中心C Tからの偏角 θ に応じて変化するものであれば、どのようなものであっても良い。中心C Tを中心として、2回対称、3回対称、4回対称等の複数回対称の分布を有していても良い。また、中心C Tを通り光軸AXに垂直な任意の直線に対して対称な成分を含む分布であっても良い。

なお、上述のとおり、X軸方向は、眼球100の中心線EXと略直交する方向であれば良く、X軸方向の中心線EXを中心とする回転方向は、任意の方向であって良い。

[0080] なお、各波長板要素17の進相軸の方位角を、各波長板要素17の中心C Tからの偏角に依存させる場合であっても、デフォーカス収差以外の収差に

相当する中心C Tからの距離 r の3乗以上に比例する位相差については、中心C Tからの偏角 θ には依らないものとしても良い。

なお、これらの各種の位相差についても、光学素子16の中心C Tに配置された波長板要素17の進相軸の方位角を基準として、各波長板要素17の進相軸の方位角を各波長板要素17により付加させたい位相差の半分の角度だけ回転させることにより、付加することができる。

[0081] なお、光学素子16は、基板11の射出面12bの全面に渡って形成されていても良い。あるいは、光学素子16は、基板11の入射面12aに形成されていても良い。さらには、光学素子16は、レンズ15の入射面（角膜30側の面）や射出面（網膜33側の面）等の少なくとも一部の面に形成されていてもよい。また、光学素子16は、レンズ15の入射面と射出面との両面に形成されてもよい。例えば、このような両面に光学素子16が形成される場合、それらに付加される位相差は、それぞれ同じ位相差でもよいし、互いに異なる位相差でもよい。

[0082] 図10(a)は、入射面15c（角膜30側の面、レンズ15の外側面）に光学素子16が、形成されているレンズ15を表す図である。この例の場合、基板10および保持部材14はを省略することができ、レンズ15のみで、眼科用レンズ10bを構成することができる。この場合、レンズ15は、光学素子16が形成されている面15cの網膜33側に配置されているレンズと解釈できる。

[0083] また、光学素子16は、レンズ15の内部の面（レンズ15の内側面）に形成されていても良い。図10(b)は、レンズ15を、前群レンズ15dと後群レンズ15eとに2分割し、前群レンズ15dの網膜33側の面、または後群レンズ15eの角膜30側の面に、光学素子16を形成した眼科用レンズ10cを示す図である。

図10(a)および図10(b)に示す例において、光学素子16が形成されている面は、平面であってもよく、曲面であっても良いし、それらの混合面でもよい。

[0084] (第2実施形態の眼科用レンズ)

図11は、第2実施形態の眼科用レンズ10dの断面を示す図である。眼科用レンズ10dも、図1(a)および図1(b)に示した第2実施形態の眼科用レンズ10と同様に、眼球100に装填して使用する。

第2実施形態の眼科用レンズ10dは、レンズ(ベースレンズ)15の表面に、光軸AXを中心とする概ね同心円状の位相変調部18が形成されている。位相変調部18の構成は、レンズ15の表面(例、平面、曲面)に凹凸形状(例、ブレード形状や波形状など)が形成されたもの、あるいはレンズ15の屈折率が部分的に変動しているものであるが、その構造は従来から眼内レンズに使用されている非球面形状や回折光学レンズと同様であるので、詳細な説明は省略する。

なお、位相変調部18は、これを透過する光に対して、光軸AXからの距離に対するSINC関数で表される位相差を形成する形状等であってもよい。

[0085] 第2実施形態の眼科用レンズ10dにおいては、眼科用レンズ10dを透過する光には、光学素子16のみでなく、位相変調部18によっても位相差が付加される。位相変調部18が透過光に付加する位相差は、右円偏光光と右円偏光光とに対して、同符号で同量である。

[0086] 図12は、第2実施形態の眼科用レンズ10dが透過光に付加する位相差の一例を示す図である。図12(a)は、光学素子16により、右円偏光光に付加される位相差PR1および左円偏光光に付加される位相差PL1を表わす。図12(b)は、位相変調部18により、右円偏光光および左円偏光光に付加される位相差PD1を表す。図12(c)は、眼科用レンズ10dを透過した右円偏光光に付加される位相差PR10および左円偏光光に付加される位相差PL10を表わす。位相差PR10は位相差PR1と位相差PD1の和であり、位相差PL10は位相差PL1と位相差PD1の和である。

図12に示した例においては、位相差PR1と位相差PD1は等量で同符

号であり、位相差 $PL1$ は、これらと等量であるが異符号である。その結果、位相差 $PL10$ は相殺により0となり、位相差 $PR10$ は位相差 $PR1$ および位相差 $PD1$ の2倍になっている。

[0087] 図13は、図12(c)に示した位相差を発生させる眼科用レンズ10dを装着した際に、結像点34近傍の網膜33上に形成される像の、所定の空間周波数(約50 [LP/mm])でのMTFの各ディオプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。シミュレーション方法は、上記と同様である。

[0088] MTF曲線MR5は右円偏光光による像のMTFを、MTF曲線ML5は左円偏光光による像のMTFを、それぞれ表す。そして、MTF曲線MT5は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像のMTFを表す。

第2実施形態の眼科用レンズ10dにおいては、左円偏光光による像のMTF曲線ML5は0ディオプトリ(眼球から無限遠に離れた物体)において極大値を持ち、右円偏光光による像のMTF曲線MR5は0.4ディオプトリ(眼球から2.5[m]離れた物体)から1.7ディオプトリ(眼球から0.59[m]離れた物体)までの間で0.2を超える。これにより、無限遠遠方に重点を置きつつ、中から近距離の物体の像も、良好に網膜33上に結像させることができる。

[0089] (第2実施形態の変形例7)

図14は、第2実施形態の眼科用レンズ10dが透過光に付加する位相差の変形例7を示す図である。図14(a)は、光学素子16により、右円偏光光に付加される位相差 $PR2$ および左円偏光光に付加される位相差 $PL2$ を表わす。図14(b)は、位相変調部18により、右円偏光光および左円偏光光に付加される位相差 $PD2$ を表す。図14(c)は、眼科用レンズ10dを透過した右円偏光光に付加される位相差 $PR20$ および左円偏光光に付加される位相差 $PL20$ を表わす。位相差 $PR20$ は位相差 $PR2$ と位相差 $PD2$ の和であり、位相差 $PL20$ は位相差 $PL2$ と位相差 $PD2$ の和である。

図14に示した位相差の変形例7においては、位相差 PR_2 と位相差 PD_2 は概ね同符号であるがその量は異なっており、位相差 PD_2 の絶対値は位相差 PR_2 の絶対値より大きい。その結果、位相差 PR_2 および位相差 PL_2 は0とはならない。

[0090] 図15は、図14(c)に示した位相差を発生させる眼科用レンズ10dを装着した際に、結像点34近傍の網膜33上に形成される像の、所定の空間周波数(約50 [LP/mm])でのMTFの各ディオプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。シミュレーション方法は、上記と同様である。

[0091] MTF曲線MR6は右円偏光光による像のMTFを、MTF曲線ML6は左円偏光光による像のMTFを、それぞれ表す。そして、MTF曲線MT6は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像のMTFを表す。

第2実施形態の眼科用レンズ10dの変形例7においては、左円偏光光による像のMTF曲線ML6は0ディオプトリ(眼球から無限遠に離れた物体)から1ディオプトリ(眼球から1[m]離れた物体)までの間で良好な値を保ち、右円偏光光による像のMTF曲線MR6は1.3ディオプトリ(眼球から0.77[m]離れた物体)から2ディオプトリ(眼球から0.5[m]離れた物体)までの間で良好な値を保つ。これにより、無限遠遠方から中景に重点を置つつ、遠方から近距離までの物体の像を、良好に網膜33上に結像させることができる。

なお、上記の位相差の変形例7において、位相差 PD_2 の絶対値は位相差 PR_2 の絶対値よりも小さくてもよい。

[0092] (第2実施形態の変形例8)

図16は、第2実施形態の眼科用レンズ10dが透過光に付加する位相差の変形例8を示す図である。図16(a)は、光学素子16により、右円偏光光に付加される位相差 PR_3 および左円偏光光に付加される位相差 PL_3 を表わす。図16(b)は、位相変調部18により、右円偏光光および左円

偏光光に付加される位相差 $P D 3$ を表す。図 16 (c) は、眼科用レンズ 10 d を透過した右円偏光光に付加される位相差 $P R 3 0$ および左円偏光光に付加される位相差 $P L 3 0$ を表す。位相差 $P R 3 0$ は位相差 $P R 3$ と位相差 $P D 3$ の和であり、位相差 $P L 3 0$ は位相差 $P L 3$ と位相差 $P D 3$ の和である。

[0093] 図 16 (a) に示したとおり、中心からの距離 r が所定の複数の位置において、光学素子 16 により右円偏光光に付加される位相差 $P R 3$ が $+\pi/2$ [rad] だけ不連続に変化し、左円偏光光に付加される位相差 $P L 3$ が $-\pi/2$ [rad] だけ不連続に変化する。このような位相差の不連続な変化は、光学素子 16 を構成する波長板要素 17 の進相軸の方向を、中心からの距離 r が所定の複数の位置において不連続に変化させることで実現できる。

一方、位相変調部 18 が付加する位相差は、図 16 (b) に示したとおり、中心からの距離 r が上記の所定の複数の位置において、 $-\pi/2$ [rad] だけ不連続に変化する。

[0094] この結果、図 16 (c) に示したとおり、左円偏光光に付加される位相差 $P L 3 0$ は、上記の中心からの距離 r が所定の複数の位置において位相が $-\pi$ [rad] だけ不連続に変化する。従って、眼科用レンズ 10 d は、透過する左円偏光光に対して、いわゆる B l a z e 回折格子レンズとして機能する。

一方、眼科用レンズ 10 d を透過した右円偏光光に付加される位相差 $P R 3 0$ は、上記の中心からの距離 r が所定の複数の位置における位相の不連続な変化が相殺され、中心からの距離 r に対して連続的に変化する。従って、眼科用レンズ 10 d は、透過する右円偏光光に対して、多重焦点フィルターとして機能する。

[0095] 図 17 は、図 16 (c) に示した位相差を発生させる眼科用レンズ 10 d を装着した際に、結像点 34 近傍の網膜 33 上に形成される像の、所定の空間周波数 (約 50 [LP/mm]) での M T F の各ディオプトリにおけるシミュレーション結果を示すグラフである。シミュレーション方法は、上記と同様である。

[0096] MTF曲線MR7は右円偏光光による像のMTFを、MTF曲線ML7は左円偏光光による像のMTFを、それぞれ表す。そして、MTF曲線MT7は右円偏光光による像と左円偏光光による像との強度を加算した合成像のMTFを表す。

第2実施形態の眼科用レンズ10dの変形例8においては、眼科用レンズ10dが左円偏光光に対してBlaze回折格子レンズとして機能する。これにより、左円偏光光による像のMTF曲線ML7は、0ディオプトリ（眼球から無限遠に離れた物体）と1.6ディオプトリ（眼球から0.625[m]離れた物体）に2つのピークを持つ。一方、右円偏光光による像のMTF曲線MR7は0.3ディオプトリ（眼球から0.33[m]離れた物体）にピークを持ち、+1.5ディオプトリ（眼球から0.67[m]離れた物体）程度まで比較的大きな値を保つ。これにより、無限遠遠方から中景までの物体の像を良好に網膜33上に結像させることができる。

[0097] このように、第2実施形態の眼科用レンズ10dは、右円偏光光と左円偏光光に対して、付加する位相の量を異ならせるのみでなく、特性の全く異なる位相差を付加することもできる。

なお、光学要素16および位相変調部18が、上記の中心からの距離 r が所定の複数の位置において付加する不連続な位相差は、上記の $\pm \pi / 2$ [rad]に限られるわけではなく、任意の位相差であってもよい。

[0098] 第2実施形態の眼科用レンズ10dが透過光に付加する位相差は、上述の第1実施形態の眼科用レンズ10と同様であっても良い。第2実施形態の眼科用レンズ10dは、位相変調部18を備えることにより、右円偏光光と左円偏光光とに、異なる量の位相差を付加することができる。

[0099] 以上の第1実施形態、第2実施形態および各変形例における光学素子16は、入射した光の右円偏光成分と左円偏光成分を、網膜33近傍であって中心線EXに沿ったそれぞれ異なる位置に結像させ、これにより眼球100の光学系の焦点深度を拡大することができる。しかし、状況によっては、右円偏光光と左円偏光光の焦点位置を異ならせる代わりに、眼内レンズ10への

入射光として直線偏光光を用いて、電場が第1方向に振動する第1の直線偏光光と第1方向に直交する方向に振動する第2の直線偏光光との、焦点位置を異ならせる方が好ましい場合もある。

[0100] これを実現するために、眼内レンズ10は、光学素子16よりも光の入射側に、入射する直線偏光光を円偏光光に変換する $1/4$ 波長板等の第2の波長板（第2の波長板要素）を備えていてもよい。

$1/4$ 波長板とは、波長板であって、直交する2つの直線偏光光の間に付加する光路差が、それを透過する光の波長の $(1/4 + m)$ 倍（ m は0以上の整数）となる光学部材である。波長の $(1/4 + m)$ 倍の光路長差は、位相差としては $(2m + 1/2)\pi$ [rad] に相当する。

なお、第2の波長板は、 $1/4$ 波長板であることが好ましいが、直交する2つの直線偏光光の間に波長の $1/8$ から $3/8$ の間の位相差を形成するものであればよい。

眼内レンズ10の第2の波長板も、上述の波長板要素17と同様に、基板11の入射面12a等に、蒸着等の成膜によって形成することができる。

[0101] 以上の第1実施形態、第2実施形態および各変形例の眼科用レンズは、水晶体の代わりに眼球100内に装填される上記の眼内レンズ10に（IOL）限らず、虹彩36と水晶体の間に装填されるインプラントブルコンタクトレンズ（IPL）であってもよい。また、眼内レンズが装着された眼球100に対して、補正用に追加で装填されるいわゆるピギーバッグ用の眼内レンズであっても良い。あるいは、角膜内に装填する角膜インレーまたは角膜アンレーであっても良い。

[0102] あるいは、眼科用レンズは、角膜30の外側に装着されるコンタクトレンズであっても良い。この場合、ユーザは、第1実施形態および各変形例に記載の構成を備えるコンタクトレンズと既存の眼内レンズ（例、単焦点型のIOL）とを眼に装着して組み合わせて使用することが可能である。また、眼科用レンズは、偽水晶体及び有水晶体の両方の用途について使用できるIOL等の様々な視力矯正用途に使用できる。

さらには、眼科用レンズは、眼球から離れて装着される眼鏡レンズであってもよい。

[0103] (第1実施形態、第2実施形態および各変形例の効果)

(1) 以上の第1実施形態、第2実施形態および各変形例の眼科用レンズ(眼内レンズ10、10a~10d)は、眼球100内または眼球100近傍に装着される眼科用レンズにおいて、少なくとも1つの面(12a、12b、15c~15e)に、面の光学中心CTからの距離に応じて進相軸の方向が変化している波長板要素17を含む光学素子16を備え、波長板要素17の進相軸の方向は、光学中心CTを通る光線と、光学中心CTから離れた部分を通る光線との間に、右円偏光光と左円偏光光とで符号の異なる位相差を付加するように設定されている。

この構成により、眼科用レンズ(眼内レンズ10、10a~10d)が装填された眼球100の光学系の焦点深度を拡大することができる。

[0104] (2) 波長板要素17は、波長板要素17を透過する透過光のうち、進相軸に平行な方向の直線偏光成分と進相軸と垂直な方向の直線偏光成分との間に、半波長の光路差を付加する1/2波長板としても良い。

この構成により、眼科用レンズ(眼内レンズ10)が装填された眼球100の光学系のコントラストを一層向上させることができる。

[0105] (3) 上記の位相差は、右円偏光光および左円偏光光に対して、それぞれを異なる焦点位置に形成させるデフォーカス収差と、デフォーカス収差以外の収差と、を含むものとしてもよい。

この構成により、デフォーカス収差により2重焦点化にとどまらず、デフォーカス収差以外の収差による焦点深度の拡大効果も得られるので、眼内レンズ10が装填された眼球100の光学系の焦点深度を一層拡大することができる。

[0106] (4) 光学素子16は、光学中心CTからの距離がそれぞれ異なる複数の環状部A1~A22を備え、複数の環状部A1~A22のそれぞれの内部においては、波長板要素17の進相軸の方向が光学中心CTからの距離に応じて

連続的に変化するとともに、複数の環状部 A 1 ~ A 2 2 の相互の境界において、波長板要素 1 7 の進相軸の方向が略 90° 変化している構成とすることができる。

この構成により、光学素子 1 6 を透過した右円偏光光と左円偏光光のそれぞれを、中心線 E X に沿って離れた複数の位置に集光させることができ、眼内レンズ 1 0 が装填された眼球 1 0 0 の光学系の焦点深度を一層拡大することができる。

[0107] 次に、図 1 8 を参照して、上記した第 1 実施形態および各変形例の眼科用レンズを製造するための製造方法について説明する。図 1 8 は、眼科用レンズを製造するためのフローチャートを示している。

ステップ S 1 0 1 において、上述の基板 1 1 の入射面 1 2 a または射出面 1 2 b、あるいはレンズ 1 5 の 1 つの面のいずれかの面（以降、加工面とも呼ぶ）に、スピンコート、スプレイ塗布、または蒸着等の方法により配向膜を成膜する。配向膜の材料としては、上述のアゾベンゼン系化合物などの光配向材を用いることができる。

[0108] ステップ S 1 0 2 において、加工面上の形成した配向膜に、直線偏光光をその偏光方向を変化させながら走査して照射し、加工面内の位置に応じた方向に配向膜を配向させる。この配向方向は、図 2、図 4（a）、図 5（a）、図 8（a）、図 9（a）に示した、波長板要素 1 7 の進相軸の方位角に相当するものである。

ステップ S 1 0 3 において、ステップ S 1 0 2 で形成した配向方向を有する配向膜の上に、波長板要素 1 7 を蒸着等の方法で成膜する。この際に、波長板要素 1 7 の進相軸または遅相軸の方位角は、下層にある配向膜により、配向膜の配向方向に倣って形成される。

[0109] 以上により、眼科用レンズ（眼内レンズ 1 0 等）を構成する光学要素 1 6 が製造できる。さらに必要に応じて、光学要素 1 6 を含む光学部品（基板 1 1 またはレンズ 1 5）を他の光学部品と組み合わせ、保持枠 1 4 により保持することにより、眼科用レンズが完成する。

なお、配向膜へ直線偏光光の照射に当たっては、製造すべき眼科用レンズの収差特性（透過光に付加する位相差の特性）を示す設計データを用いて、加工面上の各部分の配向方向を決定する。

[0110] （５）以上の眼科用レンズの製造方法は、上記した第１実施形態および各変形例の眼科用レンズの製造方法であって、少なくとも１つの面の上に配向膜を形成すること、配向膜に、面の光学中心からの距離に応じた配向方向を記録させること、配向方向が記録された配向膜の上に、進相軸が配向方向に従った方向に一致するように前記波長板要素を形成すること、とを含む。

この構成により、眼球１００に装着した際に眼球１００の光学系の焦点深度を拡大する眼科用レンズ（眼内レンズ１０等）を、安価に、高精度で製造することができる。

[0111] 本発明は以上の内容に限定されるものではない。本発明の技術的思想の範囲内で考えられるその他の態様も本発明の範囲内に含まれる。本実施形態は、上記した態様の全て又は一部を組み合わせてもよい。

符号の説明

[0112] １０、１０ａ～１０ｄ：眼内レンズ、１００：眼球、ＥＸ：眼球の中心線、１１：基板、１２ａ：基板の入射面、１２ｂ：基板の入射面、１５：レンズ、１６：光学要素、１７：波長板要素、ＡＸ：眼内レンズの光軸、３０：角膜、３１：前房、３２：硝子体、３３：網膜、３６：虹彩

請求の範囲

- [請求項1] 眼球内または眼球近傍に装着される眼科用レンズにおいて、
少なくとも1つの面に、前記面の光学中心からの距離に応じて進相軸の方向が変化している波長板要素を含む光学素子を備え、
前記波長板要素の前記進相軸の方向は、前記光学中心を通る光線と、前記光学中心から離れた部分を通る光線との間に、右円偏光光と左円偏光光とで符号の異なる位相差を付加するように設定されている、眼科用レンズ。
- [請求項2] 請求項1に記載の眼科用レンズにおいて、
前記波長板要素は、前記波長板要素を透過する透過光のうち、前記進相軸に平行な方向の直線偏光成分と前記進相軸と垂直な方向の直線偏光成分との間に、半波長の光路差を付加する $1/2$ 波長板である、眼科用レンズ。
- [請求項3] 請求項1または請求項2に記載の眼科用レンズにおいて、
前記位相差は、
前記右円偏光光および前記左円偏光光に対して、それぞれを異なる焦点位置に形成させるデフォーカス収差と、
前記デフォーカス収差以外の収差と、
を含む、眼科用レンズ。
- [請求項4] 請求項3に記載の眼科用レンズにおいて、
前記デフォーカス収差は、前記光学中心からの距離の2乗の比例する位相差であり、
前記デフォーカス収差以外の収差は、前記光学中心からの距離の3乗以上の高次関数に比例する収差である、眼科用レンズ。
- [請求項5] 請求項3または請求項4に記載の眼科用レンズにおいて、
前記デフォーカス収差以外の収差は、前記光学中心を基準とする前記面内の偏角に依存しない収差である、眼科用レンズ。
- [請求項6] 請求項1から請求項5までのいずれか一項に記載の眼科用レンズに

において、

前記位相差は、前記光学中心からの距離に対する $\sin c$ 関数で表される量を含む、

眼科用レンズ。

[請求項7] 請求項1から請求項6までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記光学素子は、

前記光学中心の近傍である第1領域と、

前記光学中心から前記第1領域よりも離れた第2領域と、

前記光学中心から前記第2領域よりも離れた第3領域と

を備え、

前記第3領域は、前記第1領域を通る光線に対し、前記第1領域を通る光線に比べて 1.5 rad 以上の第1位相差を付加し、

前記第2領域は、前記第2領域を通る光線に対し、前記第1領域を通る光線と前記第3領域を通る光線との位相差を連続的につなぐとともに、前記光学中心からの距離に応じて連続的に変化する第2位相差を付加する、

眼科用レンズ。

[請求項8] 請求項7に記載の眼科用レンズにおいて、

前記第3領域は、前記第3領域を通る光線に対し、前記光学中心からの距離に応じて基準値を中心として変動する第3位相差を付加するとともに、前記第3位相差の前記変動の振幅は 0.05 rad 以上かつ前記第1位相差より小さい、眼科用レンズ。

[請求項9] 請求項1から請求項6までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記光学素子は、

前記光学中心の近傍である第1領域と、

前記光学中心から前記第1領域よりも離れた第2領域と、

前記光学中心から前記第2領域よりも離れた第3領域とを備え、

前記第3領域は、前記第3領域を通る光線に対し、基準値を中心として前記光学中心からの距離に応じて 0.05rad 以上の振幅で変動する第3位相差を付加し、

前記第1領域は、前記第1領域を通る光線に対し、前記第3領域を通る光線に対して付加される第3位相差の変動の振幅の1.3倍以上の第1位相差を、前記第1領域を通る光線に対して付加し、

前記第2領域は、前記第2領域を通る光線に対し、前記第1領域を通る光線と前記第3領域を通る光線との位相差を連続的につなぐとともに、前記光学中心からの距離に応じて連続的に変化する第2位相差を付加する、
眼科用レンズ。

[請求項10] 請求項7から請求項9までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記第1領域は、前記光学中心からの半径が 0.2mm 未満の領域であり、

前記第2領域は、前記第1領域の外側であって前記光学中心からの半径が 1.2mm 未満の領域であり、

前記第3領域は、前記第2領域の外側であって前記光学中心からの半径が 2.5mm 未満の領域である、

眼科用レンズ。

[請求項11] 請求項1から請求項6までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記光学素子は、

前記光学中心からの距離がそれぞれ異なる複数の環状部を備え、

前記複数の環状部のそれぞれの内部においては、前記波長板要素の前記進相軸の方向が前記光学中心からの距離に応じて連続的に変化する

るとともに、

前記複数の環状部の相互の境界において、前記波長板要素の前記進相軸の方向が略 90° 変化している、眼科用レンズ。

[請求項12] 請求項11に記載の眼科用レンズにおいて、

前記複数の環状部のうちの少なくとも一部は、前記右円偏光光および前記左円偏光光のそれぞれに対する多重焦点フィルタを構成する、眼科用レンズ。

[請求項13] 請求項1から請求項12までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記面の一方の側または他方の側に配置されるレンズを備える、眼科用レンズ。

[請求項14] 請求項13に記載の眼科用レンズにおいて、

前記面は、前記レンズの面の一部である、眼科用レンズ。

[請求項15] 請求項14に記載の眼科用レンズにおいて、

前記レンズは、透過光に所定の位相差を付加する位相変調部を有する、眼科用レンズ。

[請求項16] 請求項1から請求項15までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記位相差は、前記光学中心に対して回転対称である、眼科用レンズ。

[請求項17] 請求項1から請求項15までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記位相差は、前記光学中心に対して2回以上の複数回対称である、眼科用レンズ。

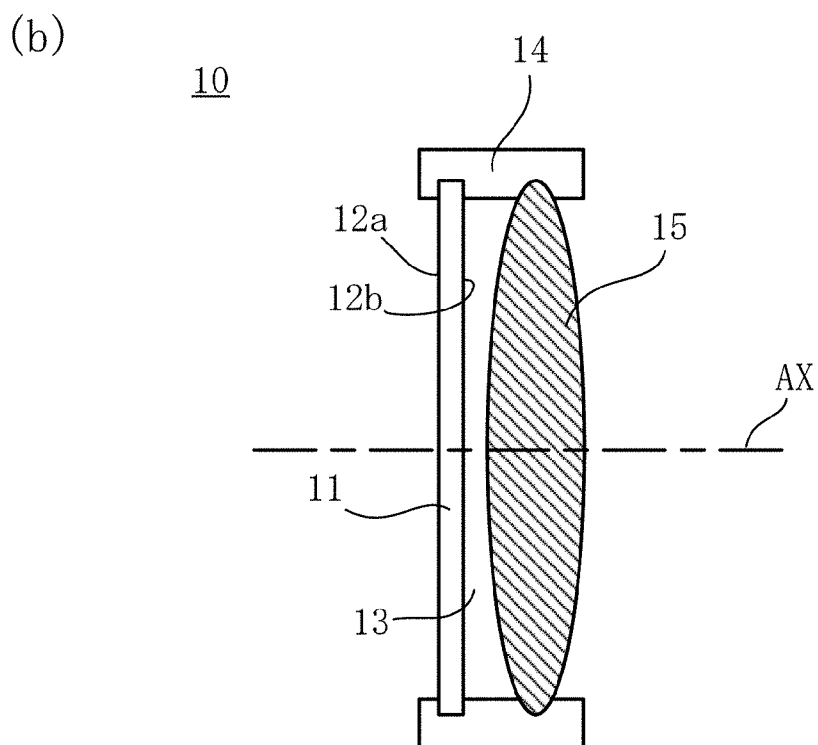
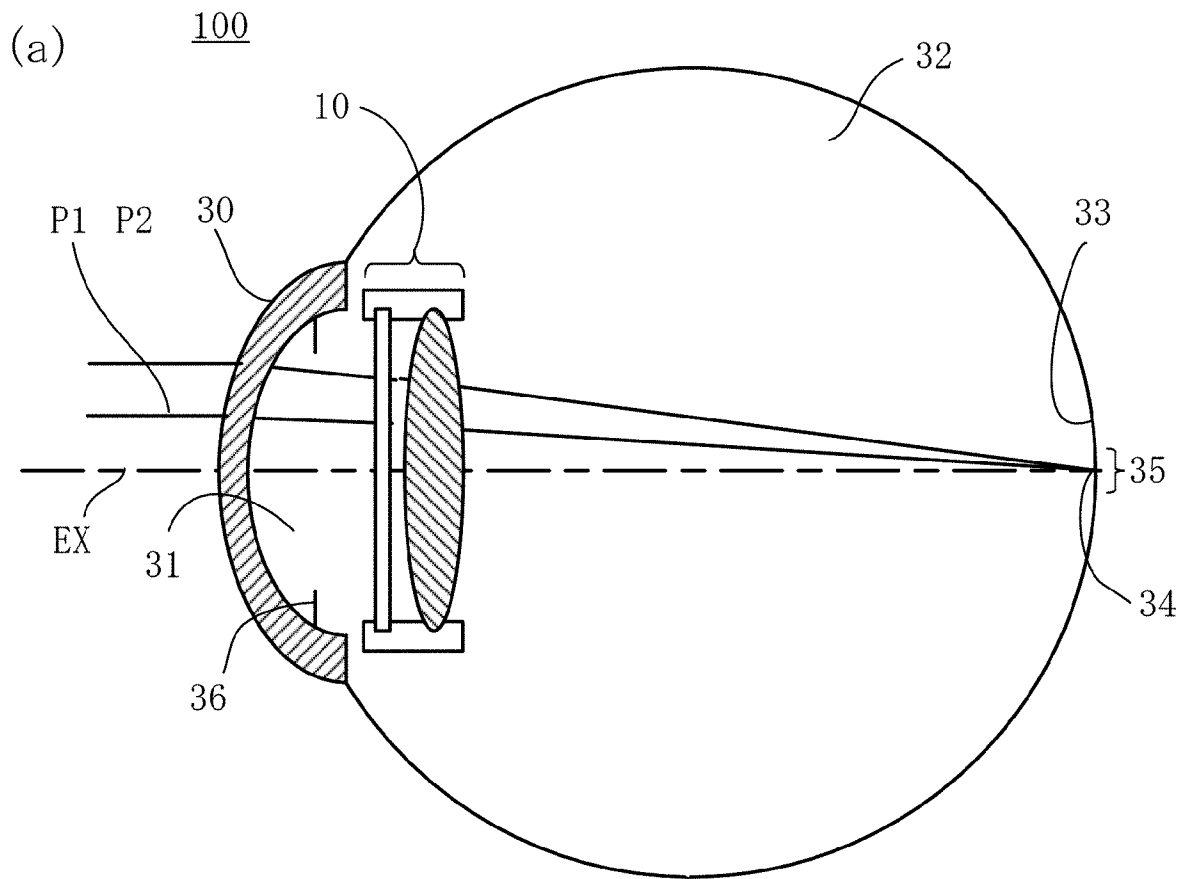
[請求項18] 請求項1から請求項17までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、

前記光学素子よりも光の入射側に、さらに波長板を有する、眼科用レンズ。

- [請求項19] 請求項1から請求項18までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、
前記眼科用レンズは、水晶体の代わりに眼球内に装填される眼内レンズである、眼科用レンズ。
- [請求項20] 請求項1から請求項18までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、
前記眼科用レンズは、虹彩と水晶体の間に装填されるインプラントブルコンタクトレンズである、眼科用レンズ。
- [請求項21] 請求項1から請求項18までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、
前記眼科用レンズは、角膜内に装填する角膜インレーまたは角膜アンレーである、眼科用レンズ。
- [請求項22] 請求項1から請求項18までのいずれか一項に記載の眼科用レンズにおいて、
前記眼科用レンズは、角膜に接触するコンタクトレンズである、眼科用レンズ。
- [請求項23] 請求項1から請求項22までのいずれか一項に記載の眼科用レンズを製造する、眼科用レンズの製造方法において、
少なくとも1つの面の上に配向膜を形成すること、
前記配向膜に、前記面の前記光学中心からの距離に応じた配向方向を記録させること、
前記配向方向が記録された前記配向膜の上に、前記進相軸が前記配向方向に従った方向に一致するように前記波長板要素を形成すること、
とを含む、眼科用レンズの製造方法。

[図1]

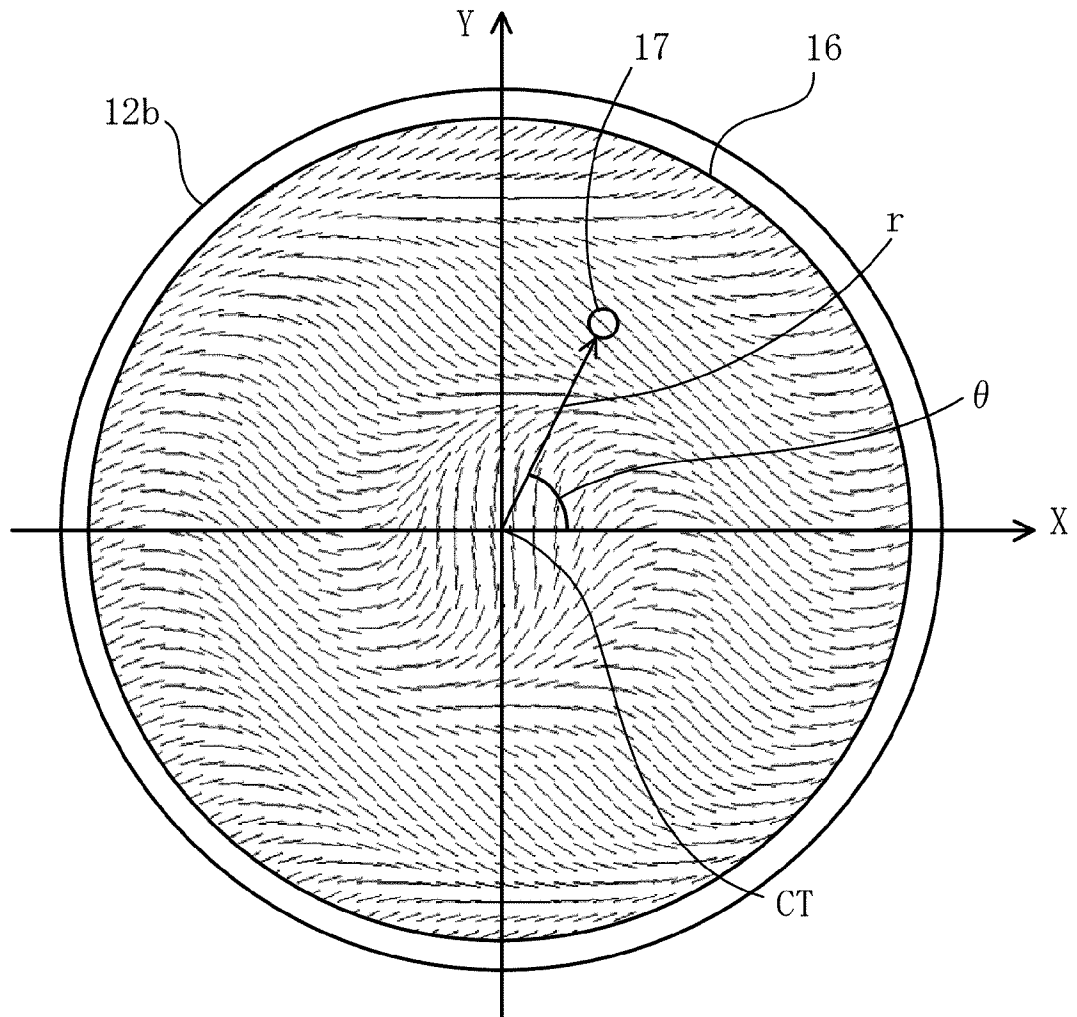
【図1】



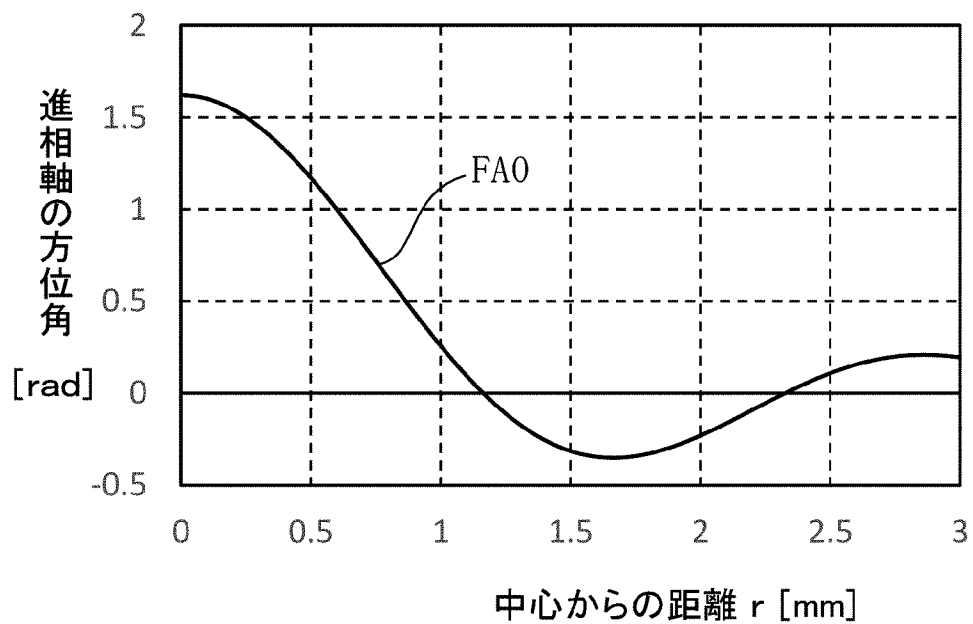
[図2]

【図2】

(a)



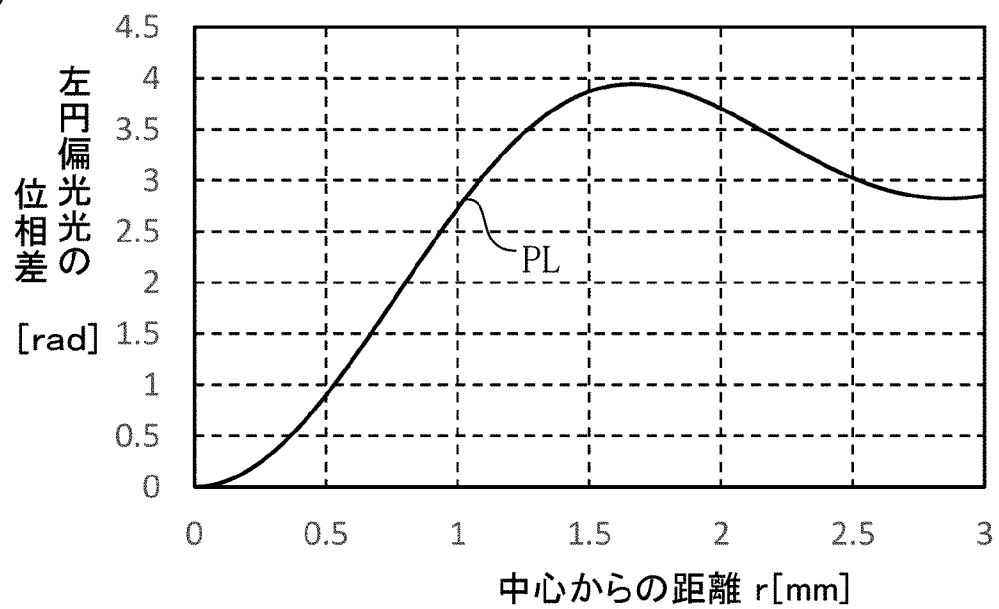
(b)



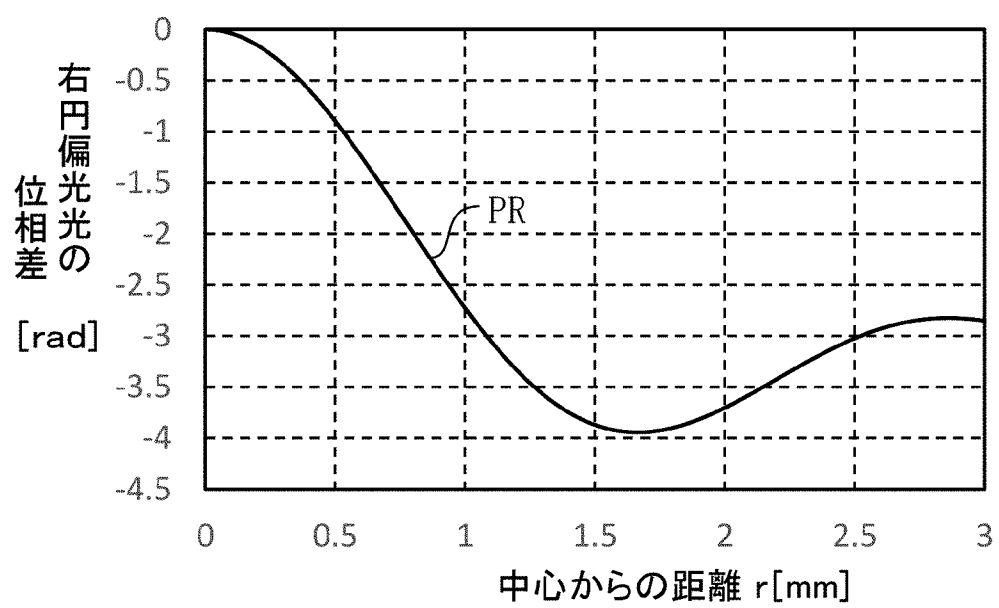
[図3]

【図3】

(a)

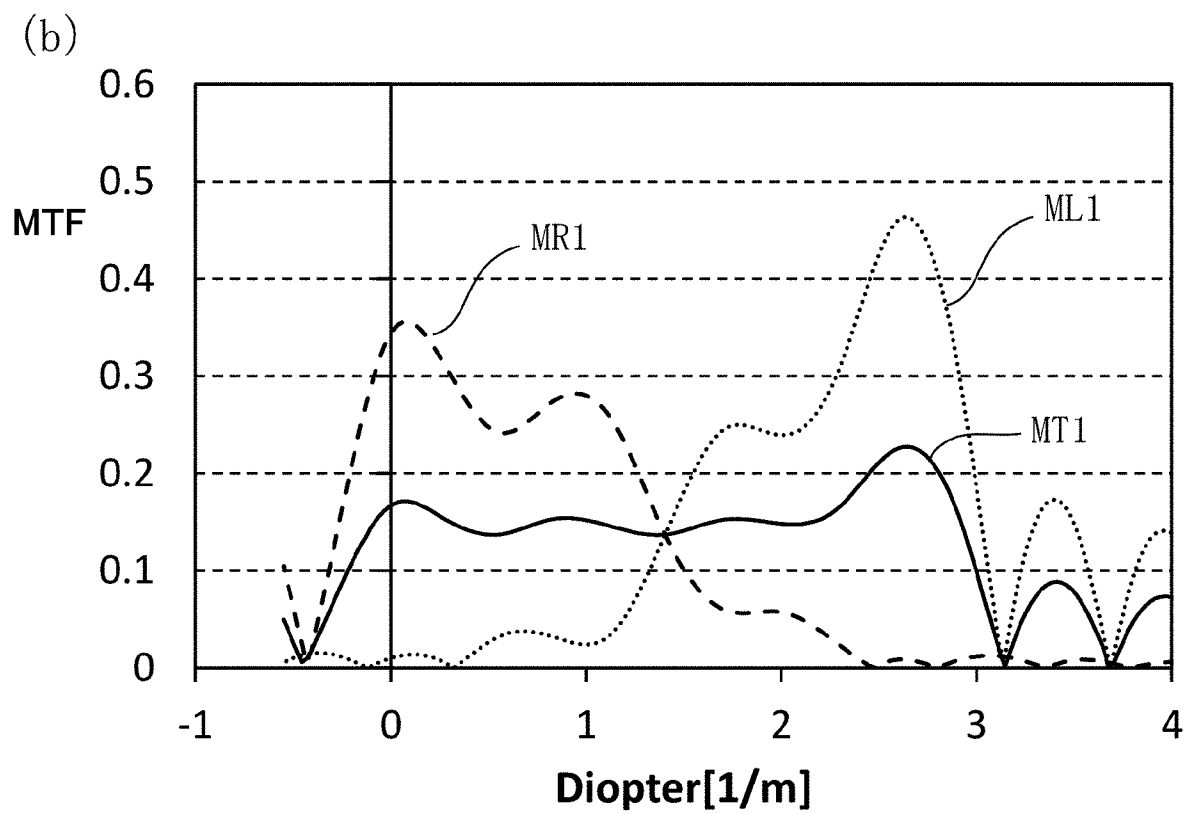
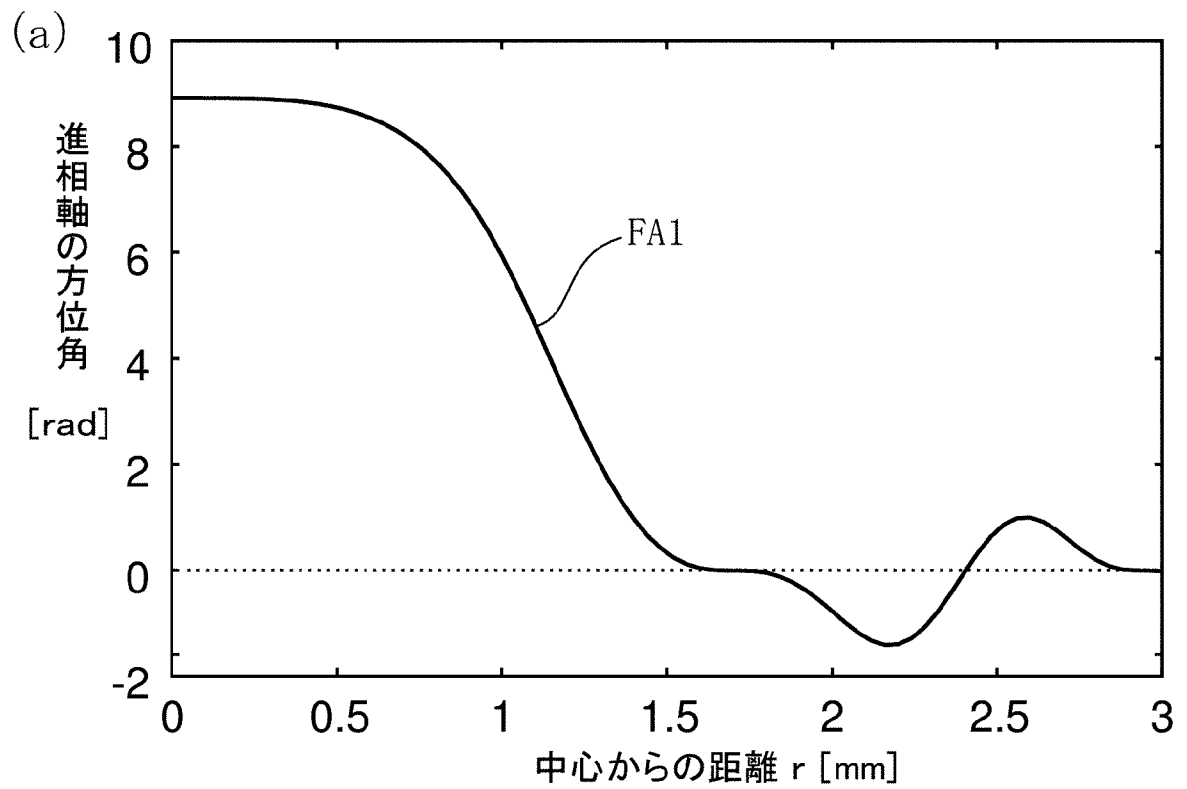


(b)



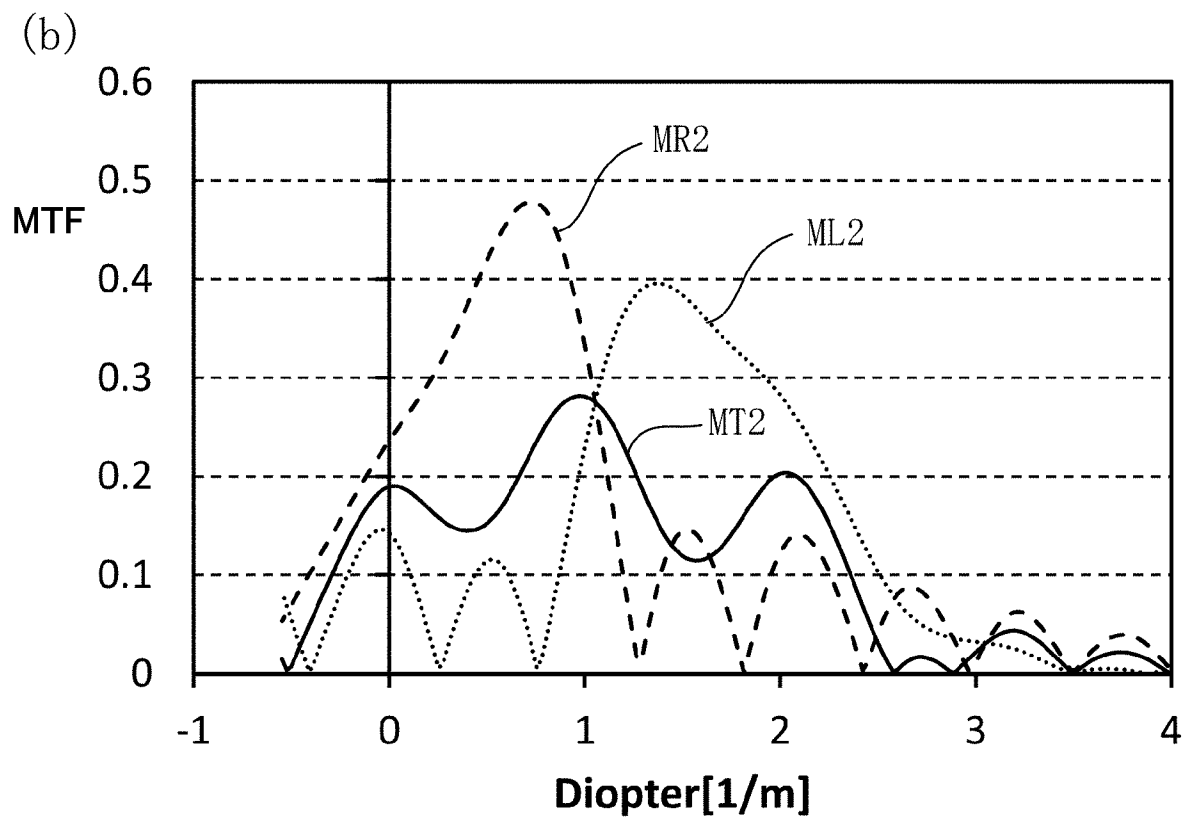
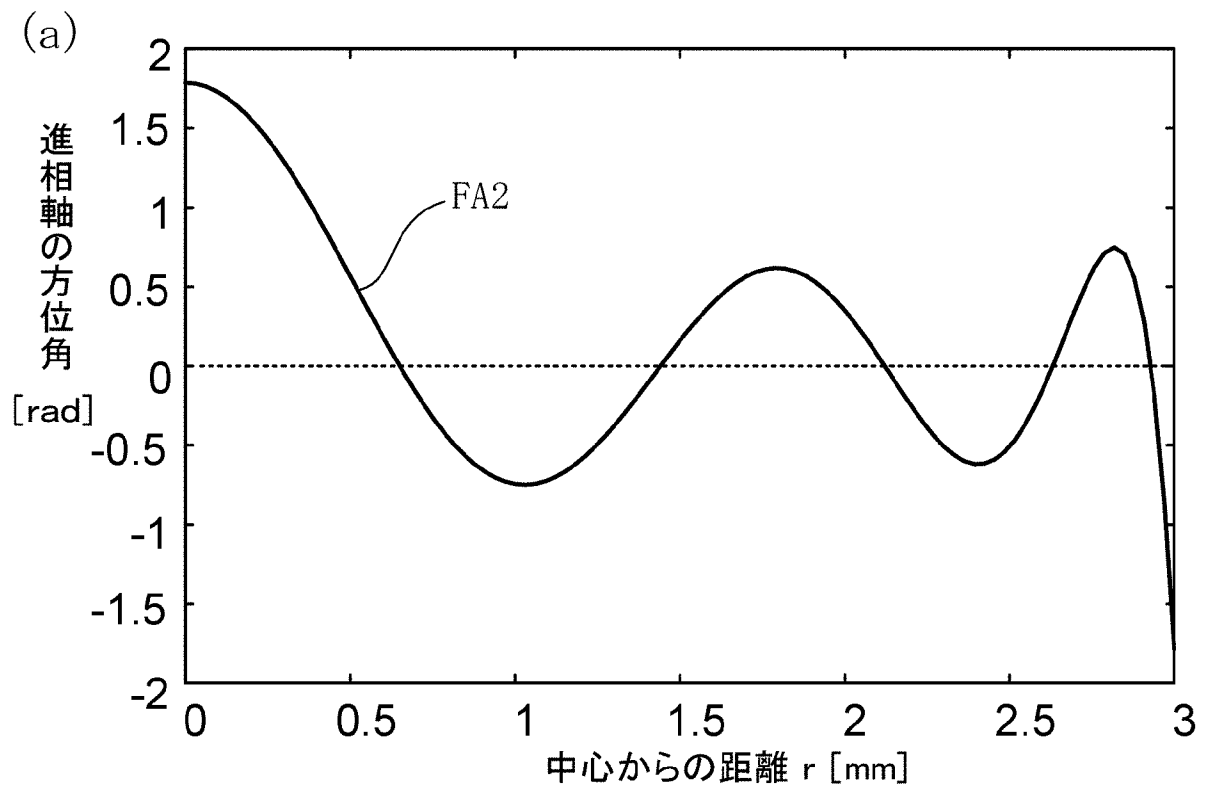
[図4]

【図4】



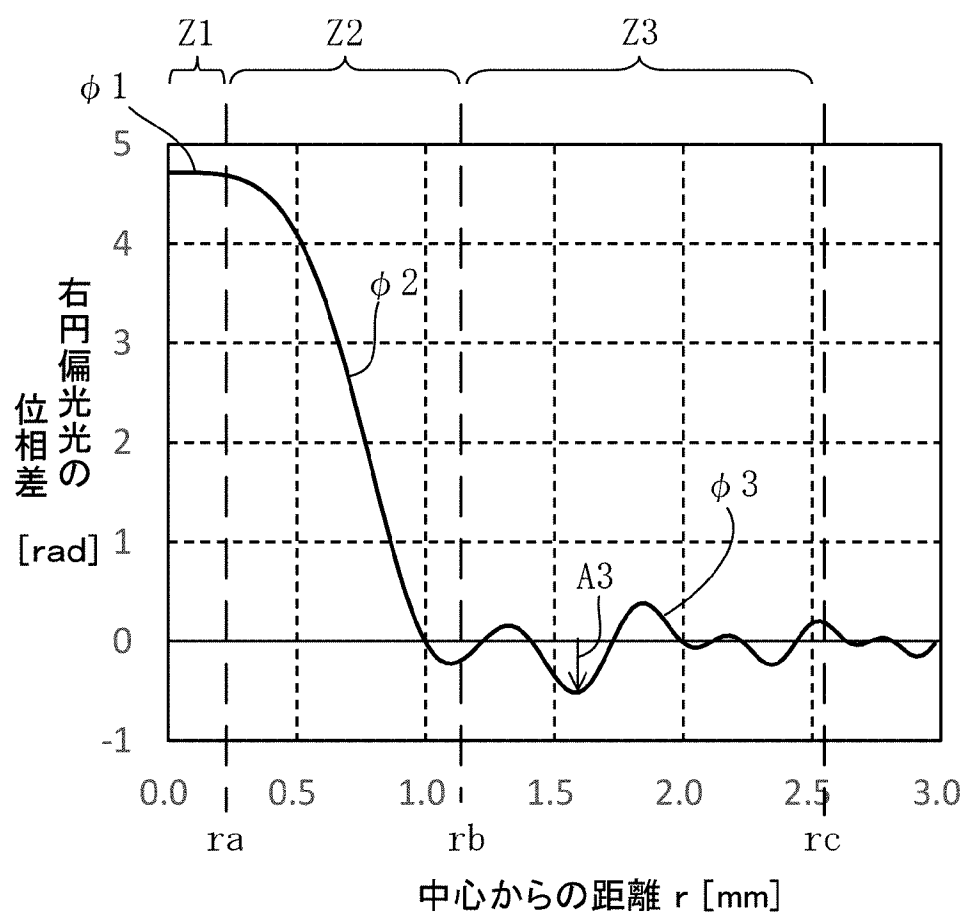
[図5]

【図5】



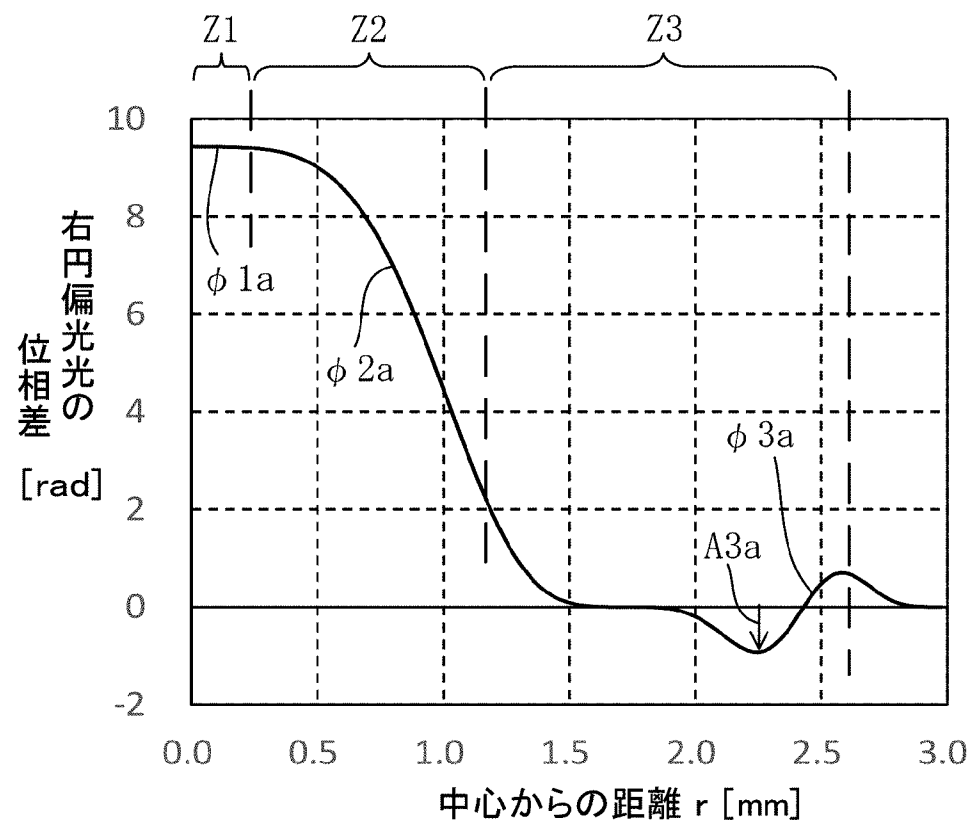
[図6]

【図6】



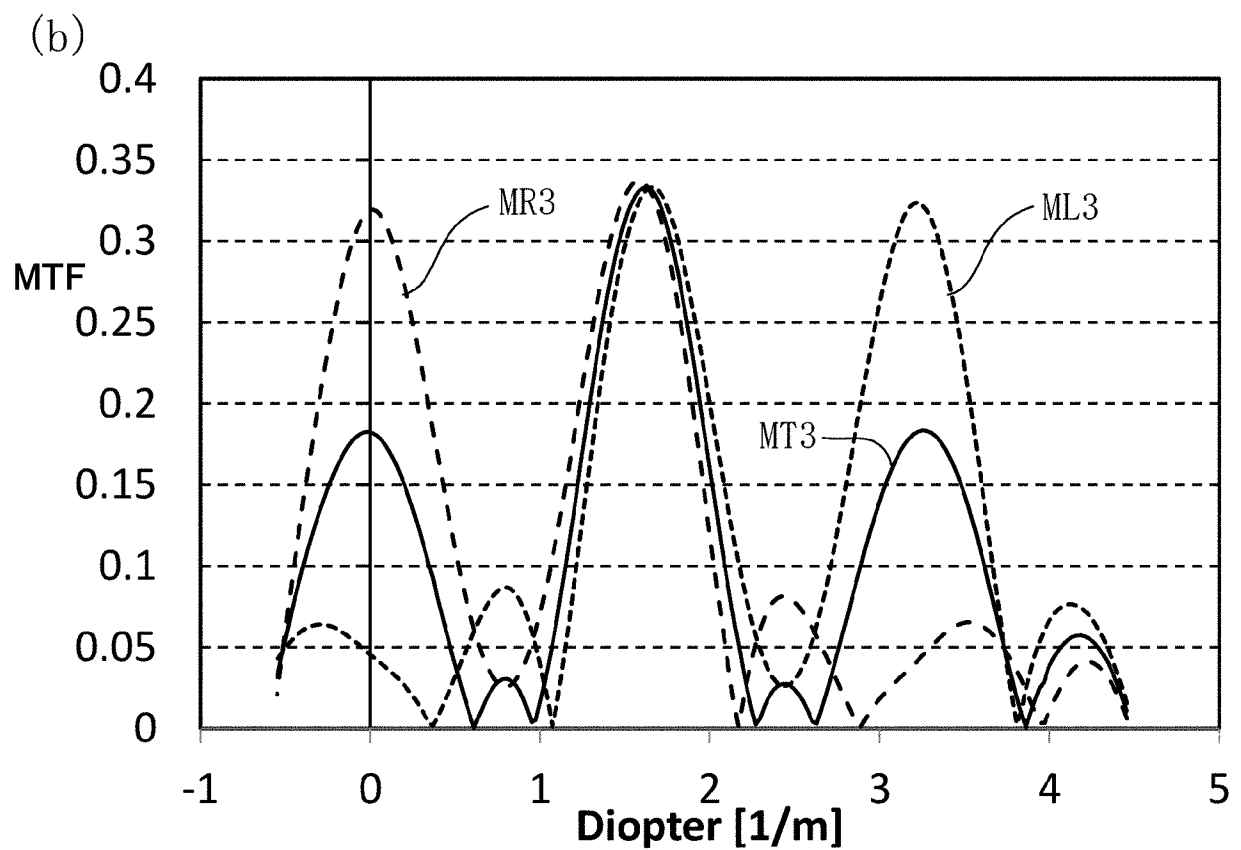
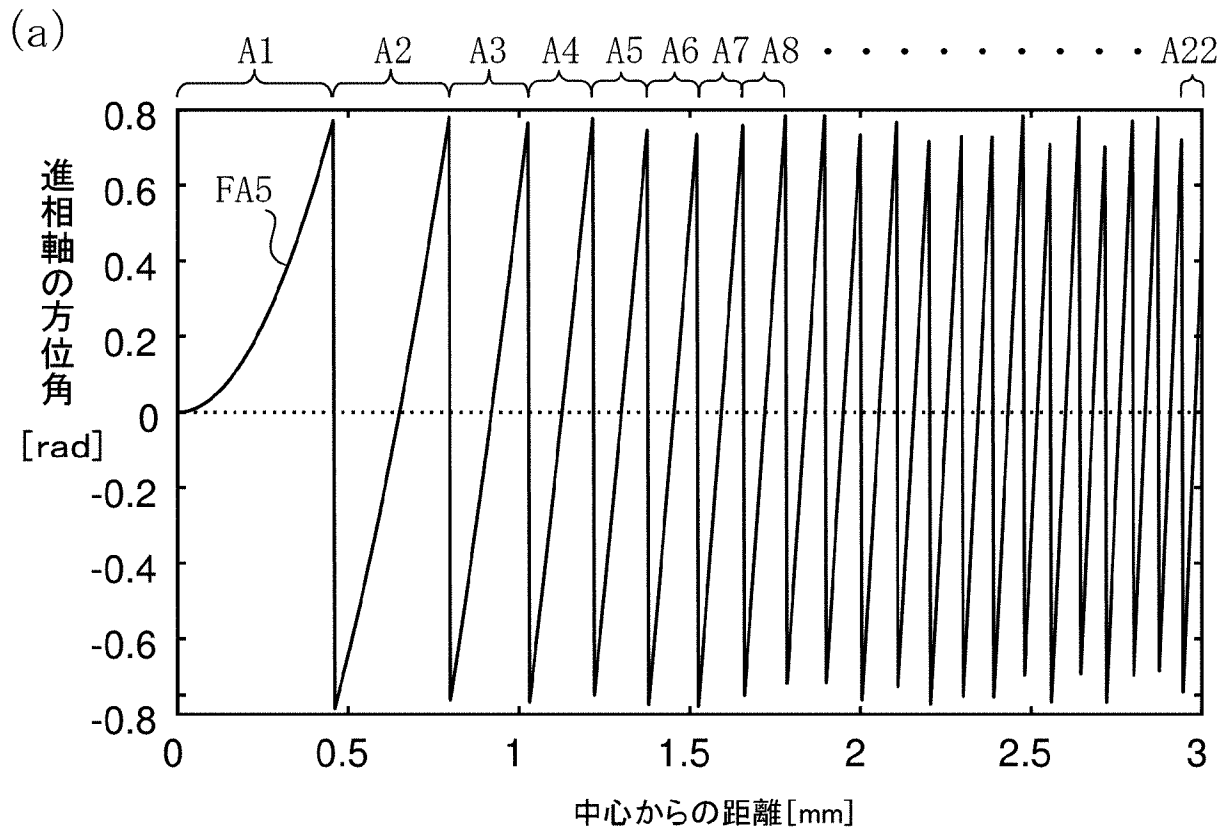
[図7]

【図7】



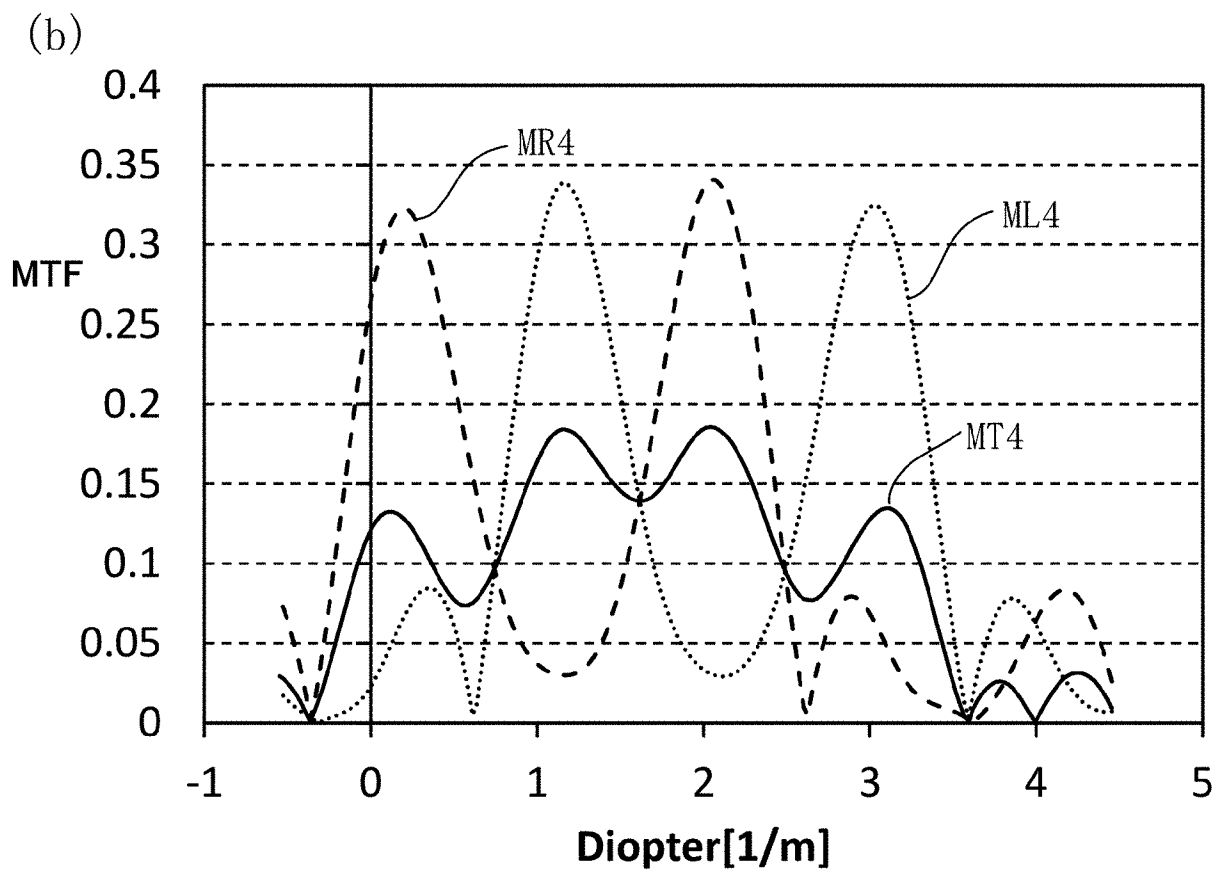
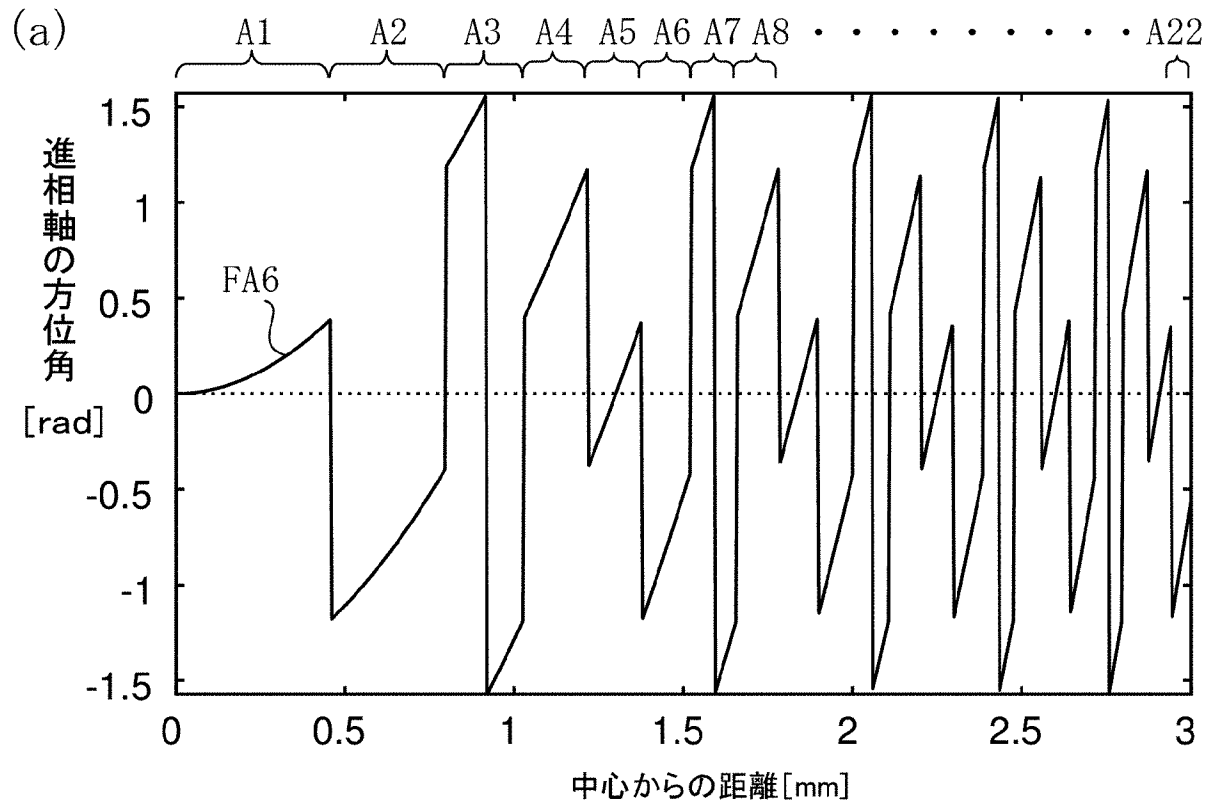
[図8]

【図8】



[図9]

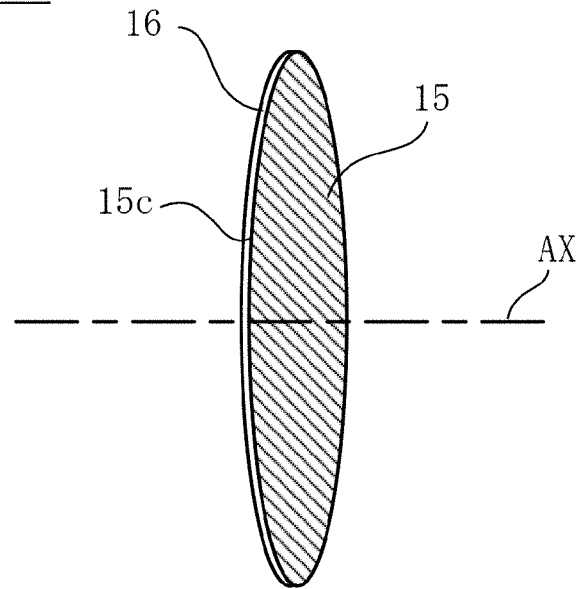
【図9】



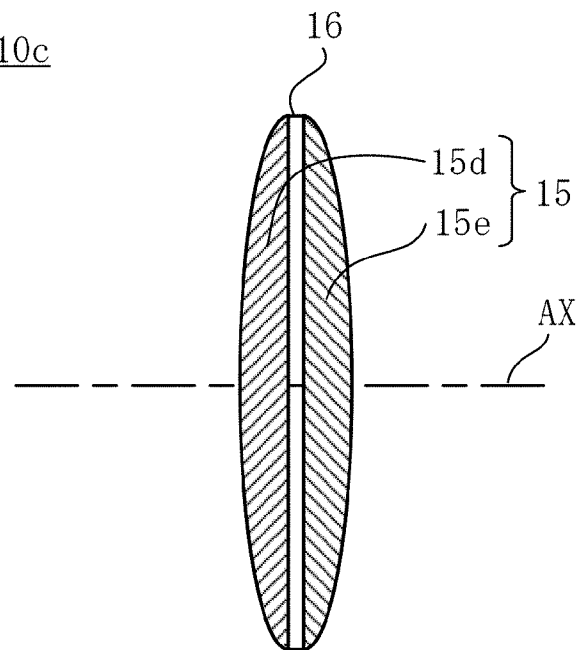
[図10]

【図10】

(a)

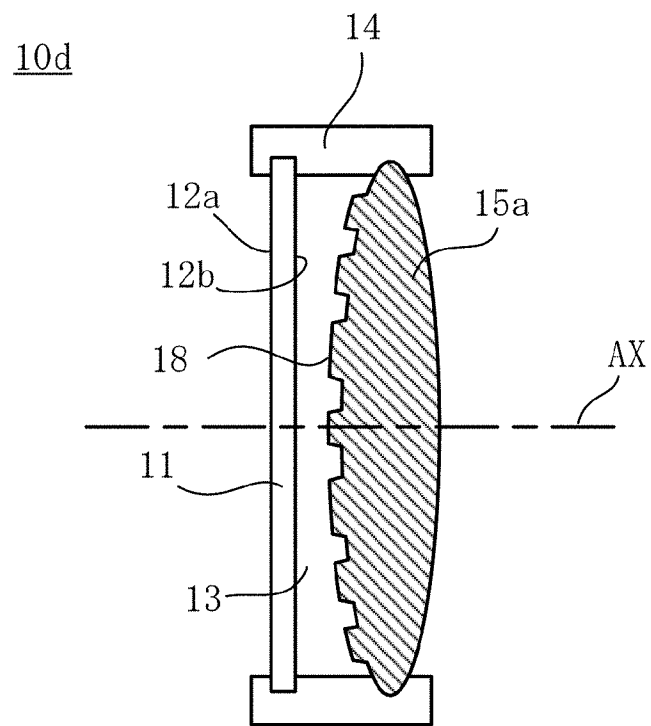
10b

(b)

10c

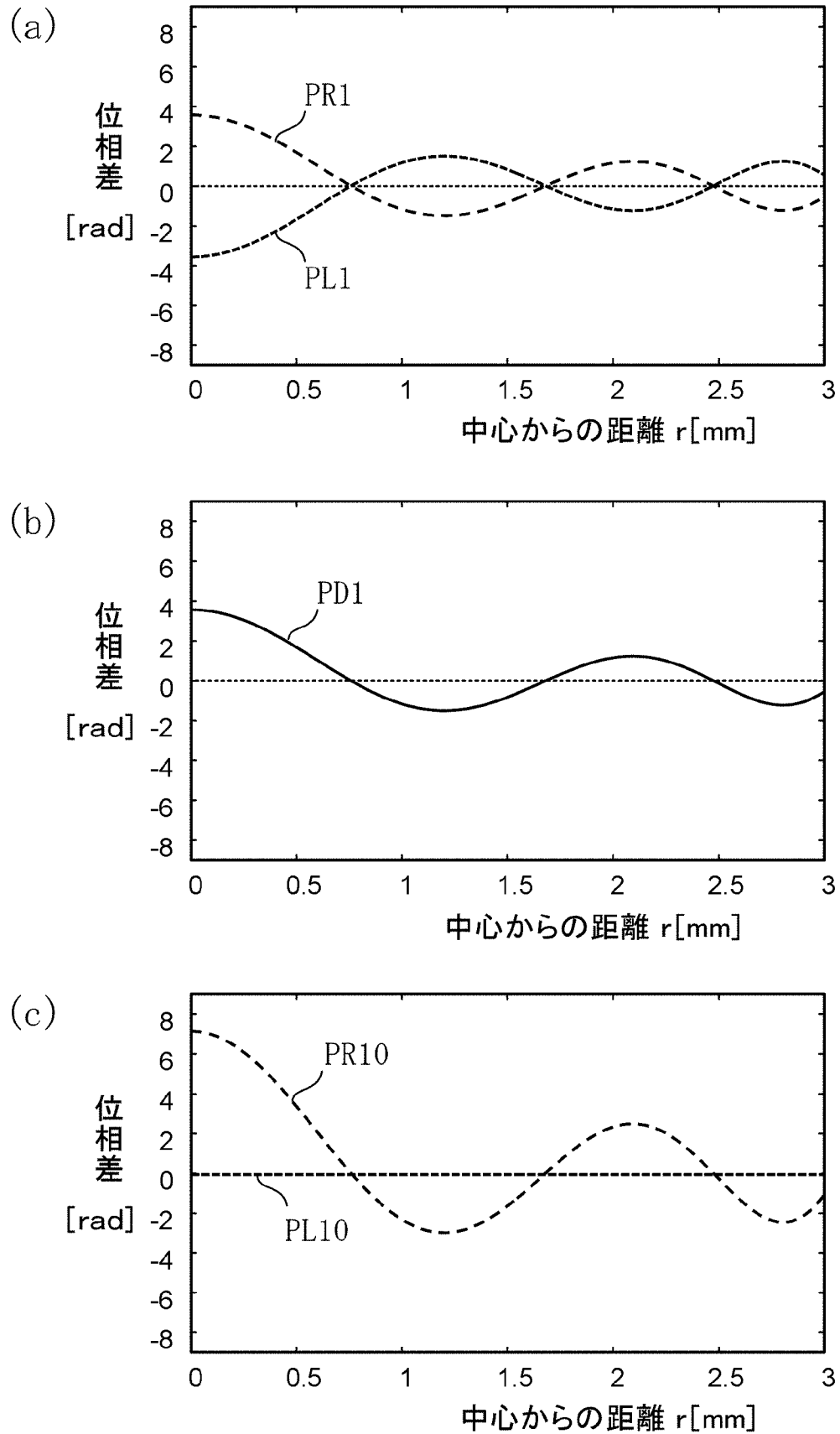
[図11]

【図11】



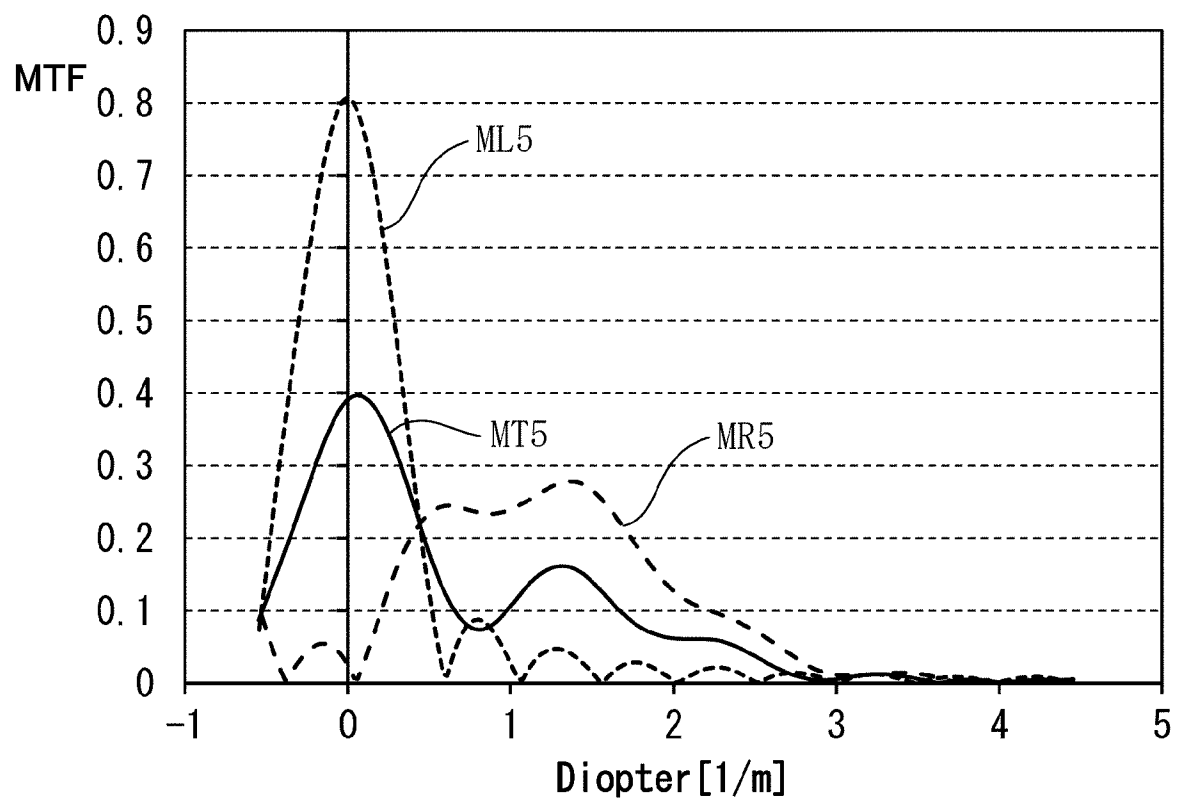
[図12]

【図12】



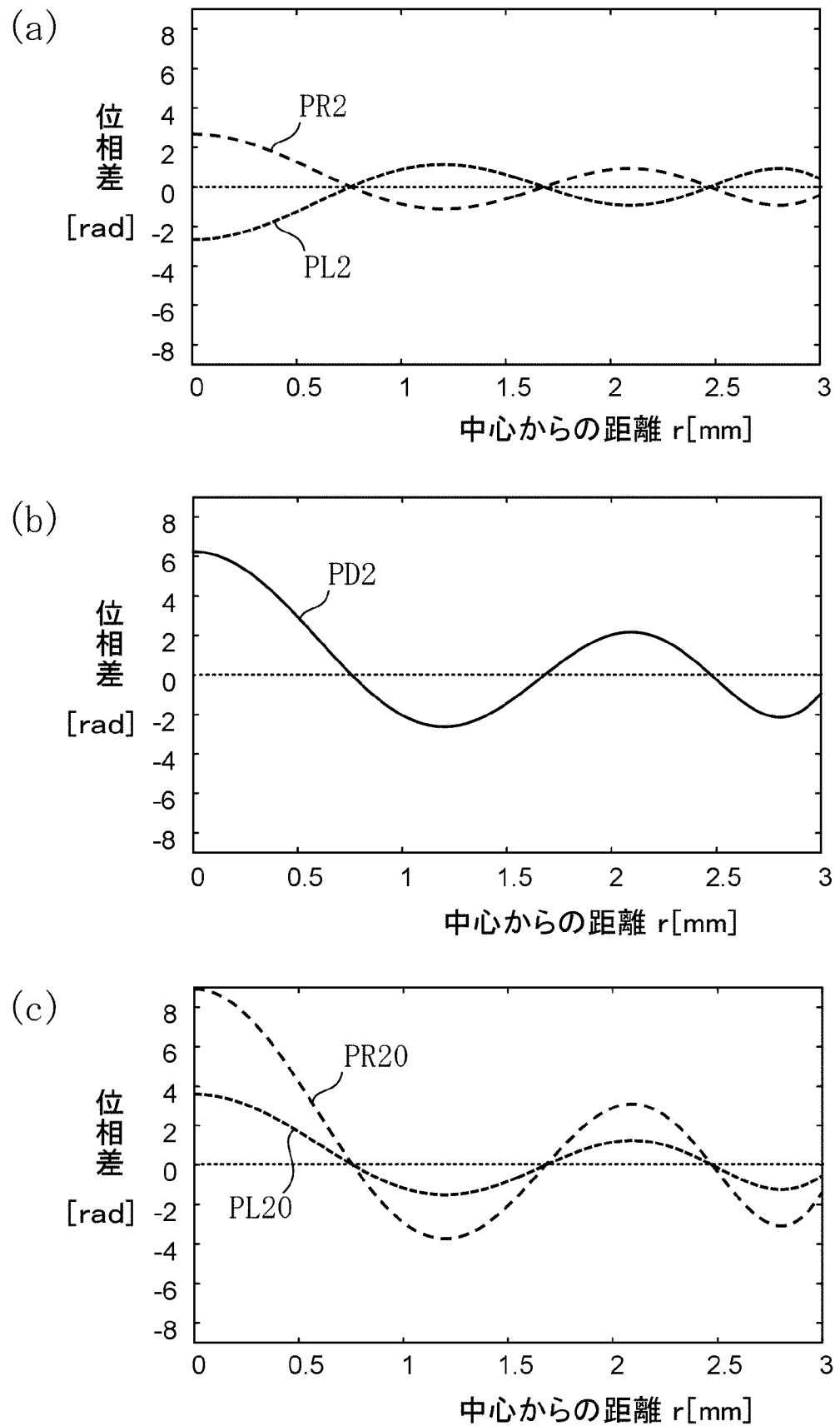
[図13]

【図13】



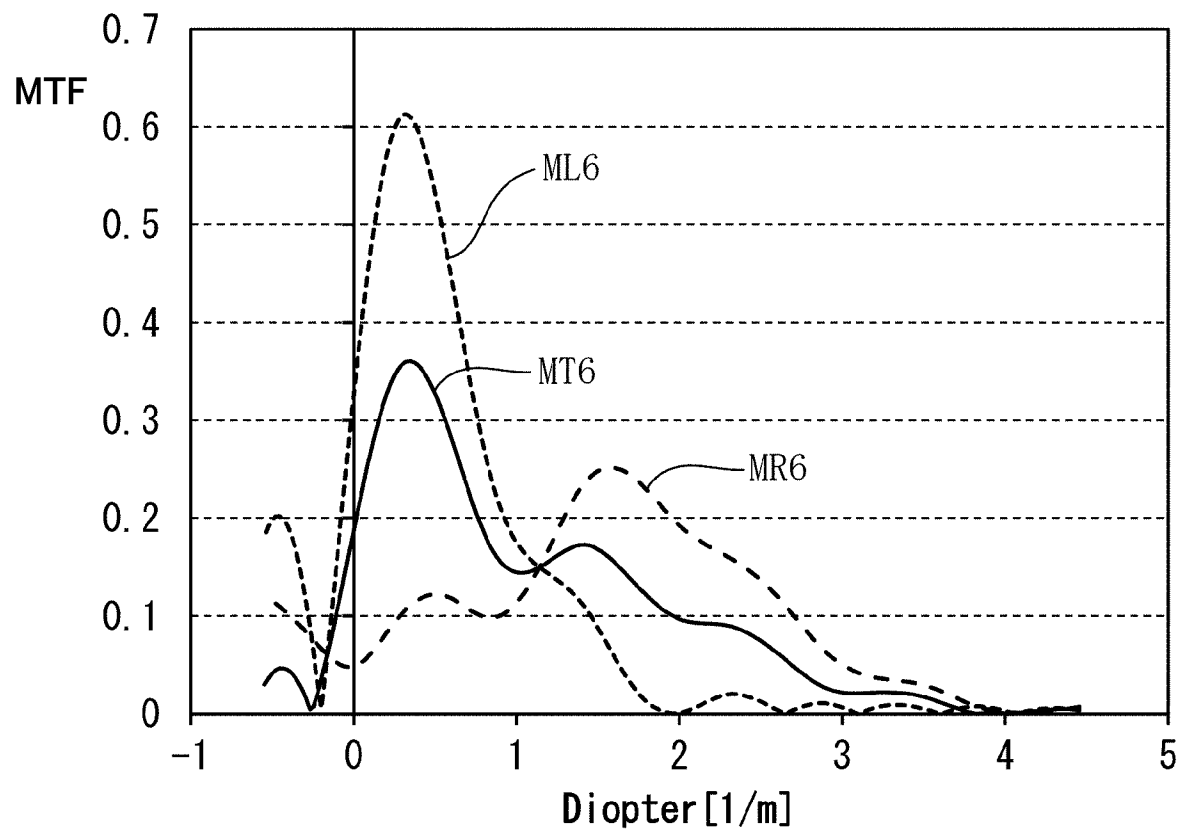
[図14]

【図14】



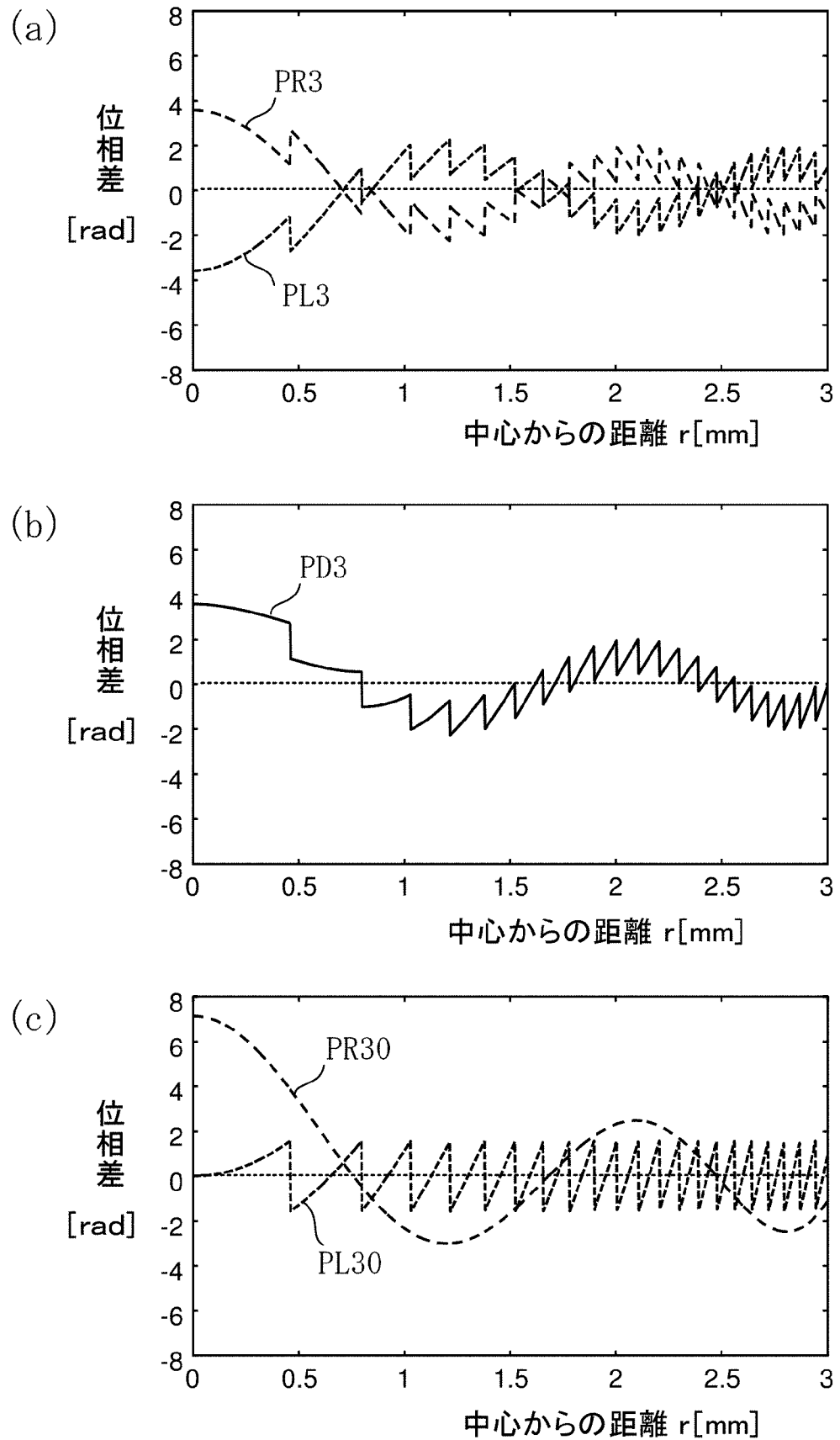
[図15]

【図15】



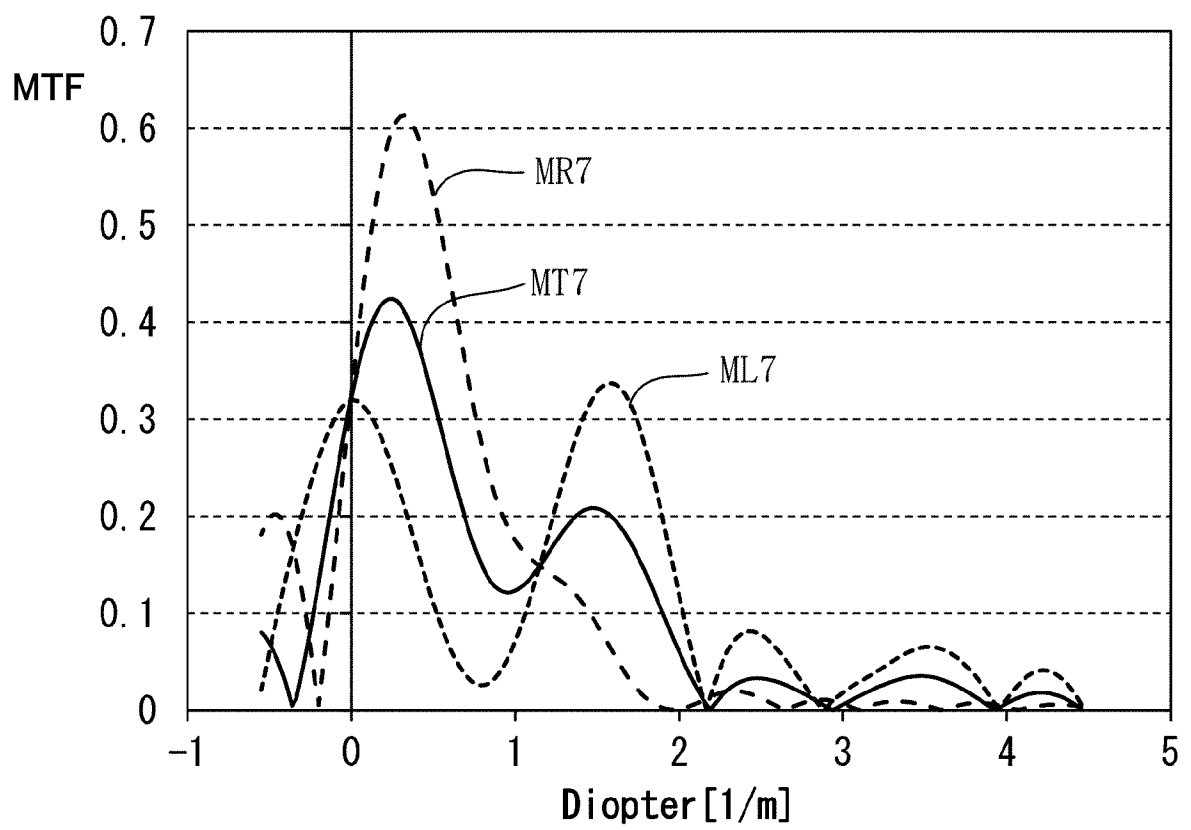
[図16]

【図16】



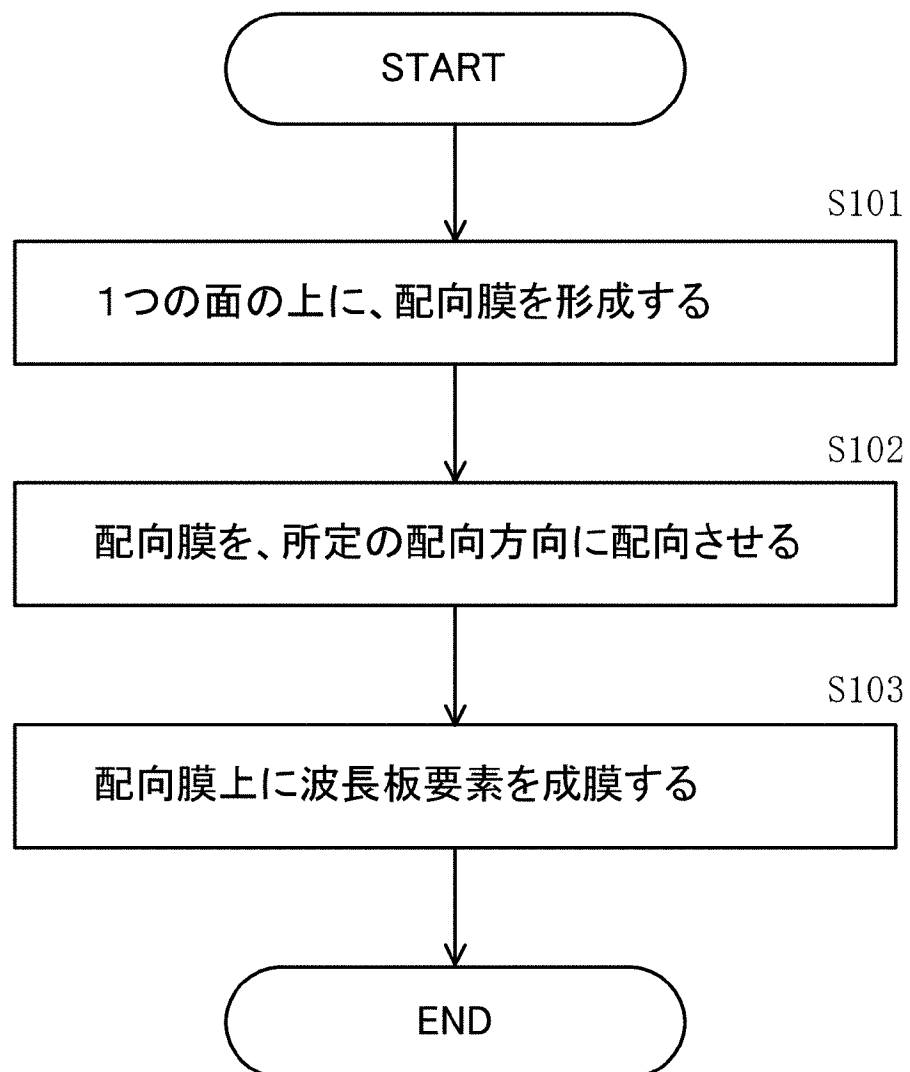
[図17]

【図17】



[図18]

【図18】



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/008856

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61F2/16(2006.01)i, G02B5/30(2006.01)i, G02C7/04(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61F2/16, G02B5/30, G02C7/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2017-529128 A (BEAM ENGINEERING FOR ADVANCED MEASUREMENTS CO.) 05 October 2017, paragraphs [0027], [0031], [0035], [0038], fig. 1, 4B, 4C, 6A & US 2015/0301356 A1, paragraphs [0078], [0082], [0086], [0089], fig. 1, 4B, 4C, 6A & WO 2015/161084 A1	1-5, 13-23 6-12
A	JP 2015-62062 A (JOHNSON AND JOHNSON VISION CARE INC.) 02 April 2015 & US 2015/0081016 A1	1-23



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15.05.2019

Date of mailing of the international search report

28.05.2019

Name and mailing address of the ISA/

Japan Patent Office

3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,

Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/008856

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2019/0029809 A1 (KONDIS, J.) 31 January 2019 & WO 2019/027936 A1	1-23
A	US 2015/0250583 A1 (ROSEN, R.) 10 September 2015 & WO 2015/150925 A1	1-23
A	JP 2014-174468 A (FUJIFILM CORPORATION) 22 September 2014 (Family: none)	1-23

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61F2/16(2006.01)i, G02B5/30(2006.01)i, G02C7/04(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61F2/16, G02B5/30, G02C7/04

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2017-529128 A（ビーム エンジニアリング フォー アドバン スト メジャーメンツ カンパニー）2017.10.05, [0027], [0031], [0035], [0038], 図1, 図4B-図4C, 図6A & US 2015/0301356 A1, [0078], [0082], [0086], [0089], 図1, 図4B-図4C, 図6A & WO 2015/161084 A1	1-5, 13-23 6-12
A	JP 2015-62062 A（ジョンソン・アンド・ジョンソン・ビジョン・ケ ア・インコーポレイテッド）2015.04.02, & US 2015/0081016 A1	1-23

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15.05.2019

国際調査報告の発送日

28.05.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

細川 翔多

31

5271

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	US 2019/0029809 A1 (KONDIS, John) 2019. 01. 31, & WO 2019/027936 A1	1-23
A	US 2015/0250583 A1 (ROSEN, Robert) 2015. 09. 10, & WO 2015/150925 A1	1-23
A	JP 2014-174468 A (富士フイルム株式会社) 2014. 09. 22, (ファミリーなし)	1-23