

明 細 書

発明の名称： トーリック眼用レンズ

技術分野

[0001] 本発明は、乱視矯正用のトーリック眼用レンズに関する。

背景技術

[0002] 乱視矯正用の眼用レンズの例としては、眼鏡やコンタクトレンズ、眼内レンズ等が挙げられる。これらの眼用レンズは、トーリック面と呼ばれる光学面を有する。トーリック面とは、ラグビーボールやドーナツの側面のように、少なくとも2本の経線の曲率半径が異なっているレンズの面形状を指す。そして、このトーリック面を有するレンズは、トーリックレンズ（円環状レンズ）と呼ばれる。

[0003] トーリック面によって、面上に設定された互いに直交する方向においてレンズの屈折力に差が生じる。この屈折力の差を利用することで乱視を矯正することができる。一般に、この屈折力の差は、円柱屈折力と呼ばれる。トーリック面において、屈折力の大きい方向の経線は強主経線と呼ばれ、屈折力の小さい方向の経線は弱主経線と呼ばれる。また、これら2つの経線における屈折力の平均値は、等価球面度数（あるいは単に球面度数）と呼ばれる。通常、乱視矯正用の眼用レンズでは、その光学的性能を示す指標として、等価球面度数及び円柱屈折力が用いられる。そして、従来は、レンズの前後の光学面のうち一方の光学面に乱視視力異常の矯正機能を持たせ、他方の光学面に球面収差を補正する機能を持たせたレンズが提案されている（特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特表2009-544059号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ここで、近年、眼科用計測機器の発展により、眼球の角膜乱視を精密に測定することができるようになってきた。例えばPentacam（登録商標）（OCULUS製）やTMS-5（トーマコーポレーション製）等の前眼部形状解析装置では、角膜の形状を測定し、角膜の中心から周辺にかけてのパワー分布を計測することができる。また、乱視眼についても、同様の計測を実施することで、角膜の中心から周辺にかけての乱視パワーも計測することができる。

[0006] しかしながら、従来の乱視矯正用の眼用レンズでは、レンズの1光学面をトーリック面とするのみで、トーリック面上での円柱屈折力の制御については考慮されていなかった。このため、上記の計測により角膜の中心から周辺にかけての乱視パワーを把握することができたとしても、従来の乱視矯正用の眼用レンズでは角膜全体にわたって乱視成分を適正に除去することはできず、視機能の改善を適切に行うには限界があった。

[0007] 本件開示の技術は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、角膜の乱視量をより適正に補正することが可能なトーリック眼用レンズを実現することである。

課題を解決するための手段

[0008] 本件開示のトーリック眼用レンズは、レンズの光軸に垂直な平面上の第1の方向と、平面上の第1の方向とは異なる第2の方向とにおいて、レンズの屈折力が異なるトーリック眼用レンズであって、レンズの径方向の位置に応じて、第1の方向と第2の方向における屈折力の差である屈折力差が変化するトーリック眼用レンズである。また、本件開示のトーリック眼用レンズは、レンズが装着される眼球の角膜における、径方向又は周方向に対する屈折力の変化を緩和するように、屈折力差が変化する。これにより、レンズの中心部の乱視量と周辺部の乱視量とをそれぞれ制御することで、従来と比較してより好適に乱視矯正を行うことができるトーリック眼用レンズを提供することができる。

[0009] さらに、本件開示のトーリック眼用レンズは、第1の方向におけるレンズの近軸部における第1の屈折力と周辺部における第2の屈折力と、第2の方

向におけるレンズの近軸部における第3の屈折力と周辺部における第4の屈折力のうち、第1の屈折力と第3の屈折力の差をレンズの近軸部の屈折力差とし、第2の屈折力と第4の屈折力の差をレンズの周辺部の屈折力差とし、レンズの近軸部の屈折力差とレンズの周辺部の屈折力差とが異なるように制御されたトーリック眼用レンズである。または、第1の方向における球面収差量と第2の方向における球面収差量とが個別に制御されたトーリック眼用レンズである。

発明の効果

[0010] 本件開示の技術によれば、眼球の乱視量をより適正に補正することが可能なトーリック眼用レンズを実現することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は、レンズの球面収差を示す模式図である。

[図2]図2は、トーリックレンズの球面収差を示す模式図である。

[図3]図3は、本実施形態のトーリック眼内レンズと従来のトーリック眼内レンズのシミュレーション結果の一例を示す表である。

[図4]図4は、トーリック眼内レンズの評価用の模型眼の概略構成を示す図である。

[図5]図5は、図4に示す模型眼の評価結果の一例を示す表である。

[図6]図6(a)～図6(c)は、本実施形態のトーリック眼内レンズのMTFの測定結果の一例を示すグラフである。

[図7]図7(a)～図7(c)は、従来のトーリック眼内レンズのMTFの測定結果の一例を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0012] 以下に、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。以下の説明ではトーリック眼内レンズについて説明するが、本発明は眼内レンズに限らずコンタクトレンズ等の種々の眼用レンズにも適用することができる。

[0013] 最初に、ザイデルの5収差の1つである球面収差について、図1を参照しながら説明する。球面収差が生じると、回転対称型のレンズにおける中心部

(近軸部)と周辺部とにおけるパワーに差が出る。球面収差とは、レンズの中心部を透過する光と周辺部を透過する光が同一の焦点に集まらない現象である。

[0014] 図1に示すように、レンズL1の後側主点をH'とし、近軸焦点をF、焦点距離をf、後側主点H'から周辺光線(レンズの周辺部を透過する光)の焦点までの距離をf'とすると、近軸でのレンズL1の屈折力Pは、焦点距離fを用いて以下の式(1)で表される。ただし、レンズ前後は空気とし、屈折率は1として説明するが、限定されるものではない。

$$P = \frac{1}{f} \dots (1)$$

[0015] ここで、球面収差が生じている場合とは、周辺光線の焦点F'の位置と近軸焦点Fの位置は異なり、レンズL1の周辺部の屈折力P'は、距離f'を用いて以下の式(2)で表される。

$$P' = \frac{1}{f'} \dots (2)$$

[0016] 図1では、近軸焦点Fより周辺光線の焦点F'の方が後側主点H'に近いので、以下の式(3)が成り立つ。すなわち、レンズL1で球面収差が生じていると、レンズL1の中心部と周辺部とでは屈折力に差が生じる。

$$P < P' \dots (3)$$

[0017] 次に、トーリックレンズL2における球面収差について、図2を参照しながら説明する。ここでは説明の便宜上、トーリックレンズL2の光軸をZ軸とし、光軸に直交するXY平面を設定し、X軸とY軸が互いに直交するものとして説明する。ただし、X軸とY軸とは必ずしも互いに直交しなくてもよく、X軸がXY平面の第1の方向に延び、Y軸が第1の方向とは異なる第2

の方向に延びるように構成されていてもよい。図2（a）及び図2（b）は、それぞれトーリックレンズL2のX軸方向及びY軸方向における光線の集光状態を示す。図2（a）に示すように、トーリックレンズL2の後側主点をH'とし、レンズのX軸方向についての近軸焦点をF_x、レンズのX軸方向についての焦点距離をf_x、レンズのX軸方向について後側主点H'から周辺光線の焦点までの距離をf_x'とする。同様に、図2（b）に示すように、レンズのY軸方向についても、F_y、f_y、f_y'をそれぞれ定める。

[0018] このとき、図1において説明したように、以下の式（4）～（7）が成り立つ。

$$P_x = \frac{1}{f_x} \dots (4)$$

$$P_x' = \frac{1}{f_x'} = \frac{1}{f_x + SA_x} \dots (5)$$

$$P_y = \frac{1}{f_y} \dots (6)$$

$$P_y' = \frac{1}{f_y'} = \frac{1}{f_y + SA_y} \dots (7)$$

[0019] ここで、SA_x、SA_yは、それぞれレンズのX軸方向、Y軸方向についての球面収差量の距離を表す。例えば図2に示すトーリックレンズL2におけるSA_x、SA_yは負の値とする。

[0020] また、トーリックレンズL2の近軸部における円柱屈折力P_cと周辺部における円柱屈折力P_c'は、以下の式（8）、（9）で表される。なお、円

柱屈折力 P_c 、 P_c' が、ともに第 1 の方向と第 2 の方向との間の屈折力差に相当する。また、 P_x 、 P_x' 、 P_y 、 P_y' が、それぞれ第 1 の屈折力、第 2 の屈折力、第 3 の屈折力、第 4 の屈折力に相当する。

$$P_c = P_x - P_y \quad \dots (8)$$

$$P_c' = P_x' - P_y' \quad \dots (9)$$

[0021] 本実施形態では、眼球の形状を測定して、角膜の径方向又は周方向における乱視を緩和することを目的として、式 (8)、(9) において、眼内レンズが挿入される眼における近軸部と周辺部の円柱屈折力をキャンセルするように、レンズ側の P_c と P_c' とを決定してトーリック眼内レンズを作製する。または、式 (5)、(7) において、眼内レンズが挿入される眼における近軸部と周辺部の円柱屈折力をキャンセルするように $S A_x$ 、 $S A_y$ を個別に決定してトーリック眼内レンズを作製する。これにより、レンズの中心部における乱視量だけでなく、レンズの周辺部における乱視量をコントロールすることができるため、従来のトーリック眼内レンズと比較して、より良好な乱視矯正機能を有するレンズを提供することができる。なお、本発明のトーリック眼内レンズは、屈折力の差が近軸部と周辺部とで 2 段階に異なる構成に限らず、屈折力の差がレンズ中心から周辺にわたって無段階に連続的に変化する構成とすることもできる。

[0022] 次いで、本実施形態において、式 (8)、(9) を用いてトーリック眼内レンズを設計した場合に、当該トーリック眼内レンズによって得られるランドルト環の像についてのシミュレーション結果を、図 3 を参照しながら説明する。図 3 は、従来のトーリックレンズと本実施形態におけるトーリックレンズを眼内レンズとして所定条件の乱視眼に処方した場合のいわゆるベストフォーカスでのランドルト環の像と、シミュレーションにおいて像面を 0.04 mm だけレンズから遠ざけた場合 (+) とレンズに近づけた場合 (-)

におけるランドルト環の像を示す。

[0023] 図3のベストフォーカス時のランドルト環に示すように、本実施形態のトーリック眼内レンズでは、乱視が好適に低減され、明瞭なランドルト環の像が得られる。一方、従来のトーリック眼内レンズでは、認識可能な程度のランドルト環の像が確認できるが、ランドルト環の周辺にいわゆるぼけが生じている。

[0024] また、像面を移動させてピントをぼかした際にも違いが現れている。図3に示すように、本実施形態のトーリック眼内レンズでは、像面がベストフォーカスの位置からずれても回転対称形のぼけが生じている、すなわち乱視はほぼ完全に除去されているといえる。一方、従来のトーリック眼内レンズは、ぼけが縦方向（紙面上下方向）に伸びていたり（像面：+0.04mm）、横方向（紙面左右方向）に伸びていたり（像面：-0.04mm）しているため、乱視が完全には除去されていないことがわかる。以上より、本実施形態のトーリック眼内レンズは、従来と比較して乱視矯正により効果があるといえる。

[0025] 次に、レンズの中心部と周辺部とで乱視量が異なる乱視角膜レンズを作製した場合の評価結果について説明する。図4に、当該評価に用いる模型眼の概略構成を示す。図4に示す模型眼では、乱視角膜レンズL3は光軸周りに適宜回転可能になっている。したがって、乱視角膜レンズL3とトーリック眼内レンズL4との間で乱視軸を一致させることができる。図4では、乱視角膜レンズL3の形状は、両凸レンズであるが、レンズ形状はメニスカスレンズでも両凹レンズでもよい。

[0026] 図4に示す模型眼では、トーリック眼内レンズL4は、眼内を想定して水中に配置しているが、空気中に配置する構成としてもよい。図4の模型眼において観察する指標としては、3m視力表のランドルト環を用いる。撮影する指標は視力1.0とする。また、光源であるハロゲンランプには546nmのフィルタを取り付け、視力表の裏面から、フィルタを通過した光を照射する。カメラ10はピント調節のため、トーリック眼内レンズL4の光軸に

対して前後に移動することができる。なお、図4に示すように、トーリック眼内レンズL4は、両面が平面ガラス101、101で構成された略直方体のケース100内に位置決めされている。また、ケース100内は前述のように水で満たされており、トーリック眼内レンズL4の乱視角膜レンズL3側に絞りSが設けられている。

[0027] 図5に、図4に示す模型眼を使用した場合に、指標であるランドルト環をカメラで撮影した結果を示す。図5に示すように、図3に示すシミュレーション結果と同様、本実施形態のトーリック眼内レンズL4では、ベストフォーカスにおいて、ランドルト環を明瞭に撮影することができている。また、カメラ10をトーリック眼内レンズL4の光軸方向に移動させ、意図的にデフォーカスさせた像についても、ぼけが回転対称に生じており、乱視が好適に低減されることがわかる。一方、従来のトーリック眼内レンズでは、ベストフォーカスにおいてはランドルト環を認識できるものの、意図的にデフォーカスさせた場合に像が著しく劣化しており、乱視が十分に低減されていないことがわかる。

[0028] 図6は、図5に示す模型眼の構成を用いて、本実施形態のトーリック眼内レンズのMTF (Modulation Transfer Function) を測定した結果を示す。図中、横軸は、被写体として用いる縞模様の縞の間隔を示す空間周波数であり、縦軸は、トーリック眼内レンズによってカメラの受光面に結像される縞模様の画像のMTFの値を示す。また、点線は、トーリック眼内レンズのサジタル（放射）方向（ここでは0度方向）における数値を表し、破線は、トーリック眼内レンズのメリジオナル（同心円）方向（ここでは90度方向）における数値を表す。図6に示すように、本実施形態のトーリック眼内レンズを挿入した模型眼の場合、ベストフォーカス時は0度方向と90度方向ともに良好であることがわかる。また、デフォーカス時でも、MTFの値は低下するが0度方向と90度方向において同様の変化を示していることから、乱視はほぼ発生していないといえる。

[0029] 次に、図7に、図5に示す模型眼の構成を用いて、従来のトーリック眼内

レンズのMTFを測定した結果を示す。図7に示すように、従来のトーリック眼内レンズでは、ベストフォーカスにおいて空間周波数100本/mmにおけるMTFは0.2以上あるため、視力1.0は見えると考えられるが、図6からわかるように本実施形態のトーリック眼内レンズに比較してMTFは低い値を示している。また、図7に示すように、従来のトーリック眼内レンズでは、デフォーカス時も0度方向と90度方向において互いに異なる変化を示していることから、乱視が残存しているといえる。以上より、本実施形態のように、レンズの中心部だけでなく周辺部の乱視量を考慮して上記の通り設計されたトーリック眼内レンズを用いることで、従来と比較して乱視矯正をより好適に行うことができる。

符号の説明

- [0030] L1 レンズ
L2 トーリックレンズ
L3 乱視角膜レンズ
L4 トーリック眼内レンズ

請求の範囲

- [請求項1] レンズの光軸に垂直な平面上の第1の方向と、前記平面上の前記第1の方向とは異なる第2の方向とにおいて、レンズの屈折力が異なるトーリック眼用レンズであって、
- 前記レンズの径方向の位置に応じて、前記第1の方向と前記第2の方向における屈折力の差である屈折力差が変化することを特徴とするトーリック眼用レンズ。
- [請求項2] 前記レンズが装着される眼球の角膜における、径方向又は周方向に対する屈折力の変化を緩和するように、前記屈折力差が変化することを特徴とする請求項1に記載のトーリック眼用レンズ。
- [請求項3] 前記第1の方向における前記レンズの近軸部における第1の屈折力と周辺部における第2の屈折力と、前記第2の方向における前記レンズの近軸部における第3の屈折力と周辺部における第4の屈折力のうち、前記第1の屈折力と前記第3の屈折力の差を前記レンズの近軸部の屈折力差とし、前記第2の屈折力と前記第4の屈折力の差を前記レンズの周辺部の屈折力差とし、前記レンズの近軸部の屈折力差と前記レンズの周辺部の屈折力差とが異なるように制御された請求項1又は請求項2に記載のトーリック眼用レンズ。
- [請求項4] 前記第1の方向における第1の球面収差量と、前記第2の方向における第2の球面収差量とが個別に制御された請求項1から請求項3のいずれか1項に記載のトーリック眼用レンズ。