

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5684571号
(P5684571)

(45) 発行日 平成27年3月11日 (2015. 3. 11)

(24) 登録日 平成27年1月23日 (2015. 1. 23)

(51) Int. Cl.	F I
G02C 7/04 (2006.01)	G02C 7/04
A61F 9/013 (2006.01)	A61F 9/013 110
A61F 2/16 (2006.01)	A61F 2/16

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-531267 (P2010-531267)	(73) 特許権者	510116853
(86) (22) 出願日	平成20年10月24日 (2008. 10. 24)		ブリアン・ホールデン・ヴィジョン・イン
(65) 公表番号	特表2011-501240 (P2011-501240A)		スティテュート
(43) 公表日	平成23年1月6日 (2011. 1. 6)		オーストラリア国ニューサウスウェールズ
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/081057		州2052, シドニー, ユーエヌエスタブ
(87) 国際公開番号	W02009/055638		リュー, パーカー・ストリート, ゲイト
(87) 国際公開日	平成21年4月30日 (2009. 4. 30)		14, ルパート・マイヤーズ・ビルディン
審査請求日	平成23年10月21日 (2011. 10. 21)		グ, ノース・ウィング, レヴェル 4
(31) 優先権主張番号	60/982, 784	(74) 代理人	100099623
(32) 優先日	平成19年10月26日 (2007. 10. 26)		弁理士 奥山 尚一
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100096769
			弁理士 有原 幸一
		(74) 代理人	100107319
			弁理士 松島 鉄男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 周辺視覚を向上させるための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各々の視覚装置が、中央光学ゾーンと、少なくとも1つの周辺光学ゾーンと、少なくとも1つの混合領域とを備えてなる、少なくとも2つのコンタクトレンズを含むキットであって、

前記中央光学ゾーンが、眼に装着したときに前記眼の中央の屈折率に作用する屈折力を有する第1の矯正ファクタを提供し、前記周辺光学ゾーンが、周辺の像点の位置を制御するための第2の矯正ファクタを提供し、前記混合領域が、隣接する中央光学ゾーンおよび周辺光学ゾーンの間に位置し、隣接するゾーン間の機械的および幾何学的な連続性をもたらし、

各々のコンタクトレンズは、第1の矯正ファクタと第2の矯正ファクタとが異なっており、

前記第2の矯正ファクタは、眼のコントラスト感度を前記周辺の像点で最適化するために、前記周辺の像点の位置を制御するものであり、

各々のコンタクトレンズについて、前記周辺の像点は30度の視野にある像点を含んでおり、30度の視野での前記第2の矯正ファクタの前記屈折力は、ゼロでなく前記第1の矯正ファクタの屈折力の3分の2の屈折力である、キット。

【請求項 2】

前記キットの少なくとも1つのコンタクトレンズの前記第1の矯正ファクタと前記第2の矯正ファクタとが負の屈折力を有しており、前記キットの少なくとも1つの他のコンタ

クトレンズの前記第 1 の矯正ファクタと前記第 2 の矯正ファクタとが正の屈折力を有している、請求項 1 に記載のキット。

【請求項 3】

略ゼロの第 1 の矯正ファクタと非ゼロの第 2 の矯正ファクタとを備えたコンタクトレンズをさらに含む請求項 1 に記載のキット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、実質的には、中心および周辺の視覚を実質的に同時に整えるための方法および装置に関する。より具体的には、本発明の実施形態は、中心視を実質的に超える視覚を調整および改善するための方法および装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

軸外（周辺）収差を制御することによって個人の近視（近眼）の進行を抑制または阻止するための方法および装置の分野における我々の以前の研究は、視像の領域の曲率を操作すると同時に、明瞭な中央視（clear central imaging）を提供することに関係している。この以前の研究は、本願と同時に係属中であって本出願と同じ譲受人に譲渡済みである 2006 年 2 月 7 日付の米国特許出願第 11 / 349, 295 号の主題事項であり、この出願は、2004 年 7 月 9 日に出版されて今や米国特許第 7, 025, 460 号明細書となっている米国特許出願第 10 / 887, 753 号の一部継続出願である。これらの文書の全内容を引用することにより、本明細書の一部をなすものとする。

20

【0003】

これらの以前の研究は、視像の領域の曲率を所定のやり方で操作することで、軸外収差を制御して、最終的に眼の軸方向の伸張を変更、軽減、または除去することによって、個人の屈折異常（すなわち、近視また遠視）の進行を軽減、抑制、または阻止する方法に関するものであった。周辺網膜の像（すなわち、周辺視覚）が、眼の成長の決定において大きな役割を果たし、近視につながる軸方向の伸張を制御する効果的な刺激であることが、明らかになっている。

【0004】

したがって、上記引用の以前の研究は、眼の成長を低減、抑制、または阻止する所定の軸外収差が制御された設計を有する新規な光学装置を使用することによって、近視の進行を遅らせる（多くの場合には、停止または逆転させる）ことができる方法に関係していた。

30

【0005】

より具体的には、視像が周辺網膜に対して矯正なしの状態あるいは伝統的な矯正の装置または戦略における通常よりも手前（あるいは、前方）に位置（すなわち、眼の角膜または前方に向かって位置）する周辺視野画像位置を有する一方で、中心視野画像位置が中心網膜（すなわち、中心窩）の付近に位置するように、軸外の光学的な矯正ファクタ、または矯正装置の収差、あるいは眼および矯正装置の組み合わせの軸外の光学収差について、精密かつ所定の制御を加えることによって、近視の進行を緩和できることが究明された。この構成は、近視につながる眼軸の伸びへの刺激を最小化または除去する。さらに、装置が中心視野にはいかなる焦点のずれ（例えば、矯正不足法、あるいは二焦点または漸増的光学装置によって導入されるような）も導入しないため、上記引用した以前の研究の発明の装置は、装用者に良好な視力を提供する。すなわち、これらの以前の努力は、近視の進行を軽くするという特定の目的のために周辺視野を操作することに向けられている。

40

【0006】

今や、周辺の像を実質的に網膜の周辺へと精密に位置させ、あるいは案内することによって、高度かつ選択的に改善された周辺視覚を実現しつつ、矯正による明瞭な中心視を実質的に同時に実現できることが発見された。この視覚の矯正への「広角」な手法は、従来において「屈折異常」であると考えられている個人（中央の屈折異常を有し、通常であれ

50

ば屈折による視覚の矯正が必要であると考えられる個人)だけでなく、全ての個人(従来において「正視者」(中央の屈折異常がない個人)であると考えられているが、周辺視覚において屈折異常であり得る個人を含む)にとって有益であると考えられる大きく改善された視覚または「グローバル・ビジョン」(「目玉」、すなわち眼球の全体にわたり、あるいは中央および周辺の両方を含む全視野のうちの大きな広がりによって改善され、あるいは向上した視覚)をもたらすことができる。この視覚矯正に対する新規な手法は、周辺視野において高度に選択的または専門的な視覚のニーズを有する者にとって、きわめて有用であると考えられる。

【発明の概要】

【0007】

10

本発明の実施形態によれば、視覚が、中心視から周辺視覚まで実質的に同時に制御され、周辺視覚は、中心付近(para-central)、または中間的周辺(mid-peripheral)、あるいは遠周辺(far peripheral)の視覚領域を含みうる。そのような視覚の制御は、中央および周辺の像が意図的かつ実質的に同時に中央および周辺の網膜表面へとそれぞれ案内されるように個人の像の焦点位置を操作することによって、改善された視覚能力をもたらす。個人の特有の視覚的ニーズに応じて、像の焦点の位置の操作を、像の焦点が網膜上に直接位置するように行うことができ、あるいは他の何らかの望ましい位置関係に位置するように行うことができる。

【0008】

本発明のさらなる目的、利点、および実施形態が、添付の図面が参照される本発明の以下の詳細な説明を検討することによって、明らかになる。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】中央においては正視であるが、周辺において近視である眼を示す光学図である。

【図2】中央においては正視であるが、周辺において遠視である眼を示す光学図である。

【図3】中央において近視であり、周辺において近視の程度がさらに大きい眼を示す光学図である。

【図4】中央は矯正されているが、周辺においては近視が残っている、従来の装置による図3の眼の矯正を示す光学図である。

【図5】中央および周辺の両方の矯正がもたらされている、本発明の実施形態による図3の眼の矯正を示す光学図である。

30

【図6】中央においては遠視であるが、周辺においては正視である眼を示す光学図である。

【図7】中央は矯正されているが、周辺が近視になっている、従来の装置による図6の眼の矯正を示す光学図である。

【図8】中央および周辺の両方の矯正がもたらされている、本発明の実施形態による図6の眼の矯正を示す光学図である。

【図9】3名の被験者について測定された(コントラストしきい値としての)コントラスト感度を、周辺の屈折状態の正視からのずれ(すなわち、周辺の焦点ずれ)に対してプロットした図である。コントラストしきい値が小さいほど、視覚能力の指標または基準の1つであるコントラスト感度が良好であることを示していることに注意されたい。

40

【図10】1603名の被験者の右目について、水平-鼻側の視野に沿って30度で測定された周辺の屈折状態を、中央の屈折状態に対してプロットした図である。

【図11】本発明の装置による周辺の視覚能力の改善および向上の手順を説明するフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

これまでのところ、視覚の矯正の装置および方法は、中央(または、中心窩)の視覚のみを矯正している。この実務は、(視覚の中心と考えられる)中心窩が、視力および像の解像に関して網膜の最も敏感な部分であるという知見に基づいている。眼は、中心窩にお

50

いて利用することができる最大の視力を利用するために、視覚の対象物を「凝視」すべく自然に回転する（すなわち、視像のうちの最も興味深い部位を中心窩に位置させるべく、眼の注視の方向を変化させる）。したがって、これまでのところ、屈折による視覚の矯正を処方するとき、中心のかつ唯一の考慮は、中心視または中心視覚の最終結果の改善である。これは、患者の中心視を改善しようとするときに、周辺網膜のための結像が除外され、多くの場合に周辺視覚が犠牲にされることを意味している。実際、この周辺領域のための結像へと払われる注意の欠如は、我々の上述の以前の研究に記載される近視の進行の治療における前進に間接的に貢献している。そのとき、近視の進行の治療に向けた試みは、周辺の焦点ずれを操作しつつ、実質的に同時に中心視において明瞭な像をもたらすことによって近視の治療を可能にする治療の解決策を提供することができていない。我々の以前の研究は、この分野におけるこの欠点を克服した。しかしながら、我々の以前の研究では、近視の進行の減速および／または逆転という所定の目的が、必要とされる特定の周辺の焦点ずれまたは刺激を決定づけ、患者の最終的な周辺視覚の状態は顧みられていない。実際、多くの定められた方法においては、近視の進行の遅延または停止を実現するために誘起される周辺の焦点ずれによる刺激が、良好な中心視を保証しながら近視を治療することが必要であると考えられる場合に、周辺視覚を低下させる可能性がある。

10

【 0 0 1 1 】

我々の新規な研究における発見によって、大幅に向上した周辺視覚を良好な中心視と実質的に同時に獲得、すなわち大幅に向上した全体視を獲得するという目的において、周辺の焦点を正確な周辺網膜の位置へと精密に調節する可能性および望ましさが明らかになった。

20

【 0 0 1 2 】

個人において周辺の屈折が「屈折異常」（すなわち、焦点が正しい位置にない状態であり、近視、遠視、または乱視を含むことがあり、焦点が正しい位置にある状態である「正視」の反意語である）となり得ることが、現時点において理解されている。周辺の屈折状態は、中央の屈折状態に常に正確に一致するわけではない。例えば、眼が、正しい焦点にある中央の像点を有する（すなわち、中央において正視である）が、中間 - 周辺の像点が焦点から外れている（すなわち、周辺において屈折異常である）可能性がある。中央において遠視であって、周辺においてさらに強い遠視である場合や、中央において近視であって、周辺においては正視である場合など（これらで全てではない）、他のあらゆる組み合わせも可能性がある。結果として、中央の屈折状態だけを矯正する（従来使用されているような）装置は、周辺の屈折状態を意図的には矯正しない（したがって、多くの場合は周辺の屈折状態が矯正されない）。これらの装置においては、中心視が矯正または改善される一方で、周辺視覚が低下または悪化する可能性がある。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の実施形態によれば、最適な周辺視覚の能力についての１つ以上のあらかじめ選択される基準パラメータに従って最適な能力を実現するために、周辺の像点を網膜に対して所定の正確な位置に位置させることによって周辺視覚を改善するための方法および装置が開示される。本発明の実施形態は、最適な位置を「発見」するプロセスおよび周辺視覚の改善を達成するための規範的な解決策の提供の両方を意図する。

40

【 0 0 1 4 】

本発明の原理および基本が、以下の項において図 1 ~ 図 11 を参照して説明される。特には、光学図（図 1 ~ 図 8）が、本発明に関する光学的原理を示している。これらの図が、「省略眼」（すなわち、例えば水晶体などの内部の光学的な構成要素が示されていない）として提示された眼によって描かれていることに、注意すべきである。しかしながら、本発明の原理は、前屈折面、網膜、および瞳孔のみを示しているそのような省略眼の光学図においても適切に定められる。さらに、網膜に対する像点の実際の前後方向の位置（すなわち、角膜により近い眼の前部から網膜により近い眼の後方までの距離）が、これらの図においては、本発明において具現化される考え方をより明瞭に示すために、誇張されている。

50

【 0 0 1 5 】

図 1 および図 2 は、中央においては正視であるが、周辺においては屈折異常である眼の光学図である。

【 0 0 1 6 】

図 1 においては、眼 (1 0 1) が、周辺において近視である一方で、図 2 においては、眼 (2 0 1) が、周辺において遠視である。中央が正視であることを、それぞれの中心窩 (1 0 5) および (2 0 5) に位置している中央の焦点 (1 0 4) および (2 0 4) の位置から見て取ることができる。図 1 においては、周辺の近視によって、周辺の像点 (1 0 2) が周辺網膜 (1 0 3) よりも手前 (すなわち、網膜から角膜へと向かう方向) に位置している。図 2 においては、周辺の遠視によって、周辺の像点 (2 0 2) が周辺網膜 (2 0 3) の後方 (すなわち、網膜から角膜から離れる方向) に位置している。これらの眼は、従来の視覚矯正の実務によれば、中心視がすでに最適であると考えられるため、屈折による視覚の矯正装置を必要としないと考えられる。しかしながら、周辺の視覚は最適でないと考えられ、さらなる改善が可能である。

10

【 0 0 1 7 】

また、図 1 および図 2 は、中央の屈折異常がすでに従来の視覚矯正装置を使用して矯正済みである同等の光学的状況を表わしている。この場合、眼へと進入する光線 (1 0 6) および (2 0 6) を、従来の光学装置 (図示せず) から出てくる光線と考えることができる。結果は、周辺部に残存する屈折異常の状態である (図 1 においては周辺の近視であり、図 2 においては周辺の遠視である) 。

20

【 0 0 1 8 】

本発明の目的は、中央の像の位置だけでなく、周辺の像の位置も制御することにある。これが、図 3 ~ 図 8 から示される例において説明される。

【 0 0 1 9 】

図 3 においては、中央の像点 (3 0 4) および周辺の像点 (3 0 2) の網膜 (3 0 3) に対する位置から見て取ることができるとおり、ある量の中央の近視と、それよりも大きい量の周辺の近視とを有する眼 (3 0 1) が示されている。

【 0 0 2 0 】

図 4 においては、図 3 の眼 (3 0 1) が、中央の視力 / 中心視覚のみを矯正しようと試みる従来の視覚矯正装置 (4 1 0) を使用して矯正されている。その結果、中央の像点 (4 0 4) の位置が、中心窩 (4 0 5) へと移されている。このような装置は、典型的には、その視野の全体にわたって比較的一定の屈折力 (中心視の矯正のための) を有しているため、中央の像点へと導入される屈折の矯正とほぼ同じ屈折の矯正が、周辺の像点にも導入されると考えられる。したがって、周辺の像点 (4 0 2) の位置も、ある程度は移されているが、周辺網膜 (3 0 3) 上に位置するためには不十分である。したがって、この目は、依然として周辺において近視 (元の屈折状態に比べて程度は軽いが) であり、最適な周辺視覚を有していないと考えられる。

30

【 0 0 2 1 】

図 5 においては、図 3 の眼 (3 0 1) が、本発明の実施形態による装置 (5 1 0) を使用して矯正されている。この装置においては、中央の軸上の屈折力が、中央の近視を矯正するように選択される一方で、周辺の屈折力が、より大きな量の周辺の近視を矯正するように選択される。これにより、中央の像点 (5 0 4) および周辺の像点 (5 0 2) の両方の位置が、最適な中央および周辺の視覚の能力をもたらしべく、網膜 (3 0 3) および中心窩 (4 0 5) に対する正しい位置へと選択される。

40

【 0 0 2 2 】

図 6 が、別の例を示している。この場合には、眼 (6 0 1) が、中央において遠視であるが、周辺においては正視である。これを、中央の像点 (6 0 4) が中心窩 (6 0 5) よりも後方に位置し、周辺の像点 (6 0 2) が周辺網膜 (6 0 3) の付近に位置していることによって、見て取ることができる。

【 0 0 2 3 】

50

この場合、図 7 に示されているとおり、従来の視覚矯正装置（710）で図 6 の眼を矯正すると、良好な中心視がもたらされる（中央の像点（704）が、今や中心窩（605）に位置している）が、周辺において眼が近視になる（周辺の像点（702）が、今や周辺網膜（603）の手前に位置している）と考えられる。したがって、矯正前は、周辺が最適またはほぼ最適な視覚を享受していたのに対し、従来の視覚矯正装置を導入することで、周辺の視覚が実質的に損なわれている。

【0024】

この状況が、本発明の実施形態によって解決される。図 8 において、本発明の実施形態による視覚矯正装置（810）が、図 6 の眼の中央の遠視を矯正するための適切な量の軸上の（中央の）屈折力をもたらししている。この装置の周辺の（軸外の）屈折力は、周辺において像の位置にいかなる変化も導入しないように選択され、眼の良好な周辺視覚を維持する。見て取ることができるとおり、中央の像点（804）および周辺の像点（802）の両方が、今や中心窩（605）および周辺網膜（603）の付近にそれぞれ位置している。

【0025】

本発明の実施形態によれば、1つの目的は、中央の焦点を矯正および／または維持するだけでなく、周辺の視覚も矯正および／または維持することにある。多くの個人においては、これを、眼の周辺における焦点のずれの程度を明らかにすることによって決定することができる。

【0026】

上述の考え方を、光学図の代わりに、数字による表記にて表わすことも可能である。例えば、下記の表 1 が、図 6 ～ 図 8 の例を代表する結果を表に示している。ここで、矯正前の眼の屈折状態が、+2.50D に等しい量だけ遠視であるが、周辺は正視である（視覚矯正の専門家によって一般的に「矯正不要／矯正なし」と表示される）旨を、2 行目において見て取ることができる。+2.50D という中央の屈折状態だけを矯正する（したがって、3 行目に示されているとおり、中央および周辺の両方に同じ矯正の屈折力を作させる）従来の装置は、中央の屈折状態を正視にする（4 行目）が、周辺部に -2.50D に相当する近視の状態を引き起こすと考えられる。本発明の実施形態による装置は、（5 行目に示されているように）中央および周辺の両方に正しい屈折力をもたす。最終的な結果は、中央および周辺の両方の視覚について正視の状態である（6 行目）。

【0027】

【表 1】

	中央	周辺
矯正前	+2.50D	矯正不要
従来の装置の矯正効果	+2.50D	+2.50D
従来の装置（+2.50）による矯正後	矯正不要	+2.50D
本発明の実施形態の矯正効果	+2.50D	矯正なし
本発明の実施形態（+2.50／矯正なし）による矯正後	矯正不要	矯正不要

【0028】

実務においては、特に臨床応用のために、本発明の実施形態による装置の処方箋を、従来の視覚矯正の処方箋のフォーマットを補う形態で提示することができる。この原理を、処方箋の球面屈折力についてのみ言及して簡単に説明するが、視覚矯正の専門家であれば理解できるとおり、処方箋の乱視成分（すなわち、円柱屈折力および軸）にも容易に適用可能である。

【0029】

従来の実務においては、3 ジオプタ（diop ters）の遠視を矯正するための処方箋は、以下ようになる。

+ 3 . 0 0 D

【0030】

上述のように、中心窩の屈折状態だけが考慮されているため、ただ1つの数字しか使用されていない。

【0031】

本発明のための処方箋として、この+3.00Dの遠視が、例えば30度の視野角において測定される周辺の正視を有するならば、処方箋は以下のとおりであってよい。

+3.00D

矯正不要@30°

【0032】

2つ以上の周辺像位置について管理をすることが有益であると考えられる場合、処方箋のフォーマットを、以下のように容易に補うことができる。例えば、上述の眼が、さらに45度の視野角において-0.75Dの近視であると判断され、本発明の装置が、30°および45°の両方の視野において周辺視覚を改善するように処方されるべきであるならば、処方箋は以下のとおりであってよい。

+3.00D

矯正不要@30°

-0.75D@45°

【0033】

今や理解できるとおり、任意の数の周辺屈折力を、任意の数の周辺像位置を矯正するために指定することができる。また、2つ以上の周辺屈折力からなるリストを数値的につなぐことによって、本発明の装置の処方箋を、連続または準連続の数学関数（例えば、多項式、スプライン、など）として指定および製造することができる。

【0034】

さらに、さらなるパラメータに基づいて、さらに複雑な表記法/処方箋が可能であることを、理解できる。例えば、周辺における焦点の外れの量が、眼を横切って非対称であり、例えば鼻側（すなわち、眼に沿って鼻へと向かう方向）の視野において-2.50D@30°であって、側頭側（すなわち、眼に沿って鼻から離れる方向）の視野において-0.75D@30°であるならば、本発明の実施形態による装置の周辺屈折力も、鼻側および側頭側の両方の視野について周辺視覚の適切な制御をもたらすために、非対称である必要があり得る。同様に、眼の垂直および斜めの経線に沿った視野角についての周辺像位置の制御も、対称および非対称の両方について想定される。

【0035】

上述のように、従来は、視覚の矯正は、中心窩の領域に向けられていた。これは、網膜細胞の密度、したがって視力が、中央の領域においてより高いという知見に基づく推論であった。従来の実務は、中央の屈折異常を打ち消し、それによって中央の視力を最適にすることである。

【0036】

以上では、我々の実施形態の説明は、周辺の屈折状態の矯正という本発明の一態様に集中していた。それらの実施形態は、中央の屈折状態の矯正に加えて、周辺の屈折異常を打ち消すように処方されていた。

【0037】

しかしながら、本発明のいくつかの実施形態は、例えばコントラスト感度、運動検出、光検出、など、周辺領域において見られ、基準パラメータとして使用することができる視覚および視機能の特定の他の態様を認識し、利用する。さらに、上述の基準パラメータのいずれか（または、組み合わせ）に関する周辺視覚の改善は、主観的視覚評価、または周辺視覚能力の主観的好み、または全体としての視覚能力、透明度、受容性、などの主観的選択、など、より臨床的に主観的（視覚の矯正において、「主観的」は、患者からの入力を必要としない直接的測定を指す「客観的」と対照的に、患者の観察または選択を必要とする評価を指す）であるが、個人にとって同様に重要である考慮事項に関して、個人へと利益を返す。個々の患者にとって臨床的に重要な多数の他の主観的な能力の基準/パラメ

10

20

30

40

50

ータが、視覚の矯正の専門家にとってお馴染みであり、本発明の実施形態のための周辺能力の基準として選択可能である。本発明の実施形態によれば、周辺の焦点におけるこれらのような特徴および他の特徴について、本発明の方法および装置による「調節」が追求される。

【0038】

周辺効果の変更における他の試みと対照的に、本発明の実施形態によれば、精密な光学屈折制御による周辺視覚の選択的矯正および網膜の周辺における像の位置の再調節によって、例えばコントラスト感度、運動検出感度、などといった周辺視覚の態様または指標が選択的に変更または「調節」されることが、今や認識される。さらに、周辺付近および周辺の網膜における分解能は、通常はより低いため、例えばコントラスト感度などの指標を調節すべき臨界空間周波数は、中央の視力に通常関係する高い空間周波数とは異なると考えられる。結果として、焦点が「完璧」であるとき（すなわち、周辺の屈折異常が打ち消されたとき）に最適な視覚能力が生じない可能性がある。

【0039】

実際に、我々の実験による発見が、一部の個人において、周辺の焦点ずれが必ずしも常に周辺視覚の最良の指標ではないことを示していた。図9が、3名の被験者の周辺のコントラスト感度の測定からの結果を示している。測定された周辺のコントラスト感度（コントラストしきい値として示されている）が、縦軸に沿って示されている（一般に、コントラストしきい値が小さいほど、視機能は高い）。これら3名の被験者において、最初に周辺の屈折状態を測定し、次いで光学的に矯正した。次いで、最もよく矯正された周辺の屈折状態から周辺における焦点を異なる量だけずらしつつ、周辺のコントラスト感度を測定した。したがって、周辺における焦点のずれの量（すなわち、引き起こされた周辺の屈折状態）が、横軸に沿ってプロットされている。

【0040】

図9の各々の被験者について測定データ点をつなぐ曲線の補間から、必ずしも周辺の焦点ずれを完全に矯正したときに最良のコントラスト感度が得られるわけではないことを、見て取ることができる。したがって、コントラスト感度の改善を主観的に好む患者を満足させるための周辺の矯正においては、最適な周辺の屈折力が、主観的な屈折による測定を通じて選択される矯正に比べて、わずかに「焦点ずれ」した周辺の屈折力であり得る。周辺の視機能を最適化するための案内として他の基準パラメータを使用する多数の他の例を、考えることができる。いくつかの例を、原理の説明として以下に挙げる。

【0041】

例えば、水平面内の水平方向の運動の検出（例えば、側道から高速道路に進入する車両の検出や、航空機を操縦する際の側方の空域の知覚など）が最も重要である場合、鋭い垂直エッジの運動検出が、より重要であり得る。眼がある程度の乱視（屈折または傾斜非点収差からの）を有する可能性があるため、乱視の垂直線の焦点が網膜上にあるように周辺の焦点を「調節」することが有用であり得る。

【0042】

さらに、スポーツを競技する場合に、（例えば、フットボール、バック、ベースボール、スキート、水鳥などの）重要な視覚的対象が、特に、その形状、サイズ、および臨界距離に起因して、特徴的な空間周波数範囲または空間周波数帯を有していてもよい。この場合、空間周波数帯のそれらの空間周波数などにおいてコントラスト感度が最大になるように、周辺の焦点を設定することがより有益であり得る。

【0043】

このように、周辺の屈折状態が、周辺の視機能の改善および最適化への妥当な第1近似である一方で、周辺の視覚を完全に最適化するためには、これに加えて、導入される周辺の制御を変更しつつ、選択された視機能の基準パラメータに従って視機能の変化を測定および監視することが必要であり得る。すなわち、周辺の焦点を、装着者にとって最も重要な視覚的作業に従ってさらに「調節」しなければならないかもしれない。

【0044】

またさらに、本発明の実施形態は、周辺の屈折を矯正または変更しつつ、最適な中央の視覚を維持することを意図している。この場合、（本発明の実施形態に従って意図される）眼科装置における周辺の焦点の改善または他の変更を、中央のわずかに外（例えば、中央の視覚に対する眼の入射瞳の投影との有効な重なり合いがわずかにまたは皆無であることに相当する視野角の外）から開始することが有益であると考えられる。このプロセスを開始するための適切な視野角の選択は、必要とされる周辺の焦点の変更の正確な量、ならびに中央および周辺領域における視覚の変化への個人の「許容範囲」、瞳孔の大きさ（ならびにスタイルズ-クロフォード効果の影響）、などに依存する。

【0045】

（実施例）

10

（臨床例1）

- 5.00Dの近視の成人の患者が、従来のソフトコンタクトレンズを装用していた。1つの眼の中央総屈折（central over refraction）（すなわち、装用中のコンタクトレンズの上から測定した屈折誤差）は、- 0.21Dであり、従来のコンタクトレンズによって中心視が適切に矯正されていることを示していた。これは、0.175という中央のコントラスト感度のしきい値を返すコントラスト感度の測定によって確認された。しかしながら、この眼において、30度において眼が約+ 3.08Dの遠視であることが、周辺総屈折（周辺の屈折を測定するために適切な視野角に位置する目標点を凝視するように患者に指示した点を除き、中央の屈折の測定と基本的に同じ器具を使用）によって明らかになった。このことは、従来のコンタクトレンズでは、周辺の焦点ずれが適切に矯正されていなかったことを示している。実際、眼の中央の屈折が、- 5.00D + (- 0.21D) = - 5.21D の近視である一方で、30度の視野角にある周辺においては、眼が - 5.00D + 3.08D = - 1.92Dの近視である。したがって、中央の - 5.00Dの近視を矯正する従来のコンタクトレンズを装用すると、不適切にも周辺に残余の遠視が導入されてしまう。これは、矯正前の近視の周辺に関する視覚の感覚により慣れている患者にとって、きわめて視覚的に不快であり得る。の周辺の視野角において測定されたコントラスト感度が、1.615というコントラストしきい値（コントラストしきい値が大きいほど、視覚能力が低い）であった一方で、この周辺の角度における視力の測定は、1.242 LogMAR単位であった。

20

【0046】

30

この眼の矯正に、本発明の実施形態の原理によるコンタクトレンズを使用した。このコンタクトレンズは、患者が装用していた従来のレンズと同じ中央の矯正強度（すなわち、- 5.00D）を有したが、このコンタクトレンズの周辺の屈折力は、約30度の視野角において眼に - 2.00Dをもたらした。や本発明のコンタクトレンズを装用する眼の周辺のコントラスト感度が、1.04というはるかに改善された能力（すなわち、より小さいコントラストしきい値）を返した一方で、周辺の視力にも改善が見られ、0.975 LogMAR単位（LogMAR単位が小さいほど、視力が良好である）であった。

【0047】

また、この患者は、従来のコンタクトレンズに比べて、本発明のコンタクトレンズを装用したときに、全体としての視覚の品質が主観的に好ましいことを報告した。

40

【0048】

この典型的な眼の周辺の視覚能力を、周辺の屈折強度がわずかに異なる他のコンタクトレンズを試行することによってさらに向上させることができる。例えば段階的または二分探索法など、反復的な手法を使用することによって、能力基準パラメータ（この例では、周辺のコントラスト感度、周辺の視力、および患者の全体としての主観的好み）に従って最適な視覚能力をもたらす最も適切な周辺の屈折力を発見することができる。

【0049】

基本的な考え方が、臨床例2に示される。

【0050】

（臨床例2）

50

従来のソフトコンタクトレンズを装用している13歳未満の子供の軽い近視者が、側頭側および鼻側の30度の視野角について、それぞれ0.87および0.99という周辺のコントラスト感度のしきい値を達成していることが確認された（一部の眼が、鼻側の視野が側頭側の視野よりも近視であるなど、非対称な周辺の屈折状態を有し、これが非対称な視覚能力につながり得ることが知られている）。周辺の屈折が、周辺の視界が比較的遠視であることを示唆していた。したがって、本発明の原理によるレンズを、周辺のコントラスト感度を改善する能力を試すために、眼へと配置した。このレンズは、30度の視野角において周辺の屈折力に追加の+1.50Dを導入する。結果として、コントラスト感度のしきい値は、側頭側および鼻側の視界についてそれぞれ0.59および0.91へと改善された。

10

【0051】

本発明の原理によるさらなるレンズ（周辺の屈折力が段階的に大きくされている）を眼に配置し、周辺のコントラスト感度への影響を評価した。周辺の追加の屈折力が30度において約+2.50Dであるとき、得られたコントラスト感度のしきい値は悪化し、（約+2.50Dの追加の周辺の屈折力において）側頭側の視界について0.97となり、鼻側の視界について1.17となった。30度において約+3.00Dというさらに大きい周辺の追加の屈折力においては、結果としてのコントラスト感度が、側頭側および鼻側の視界のそれぞれについて1.07および1.37へとさらに悪化した。したがって、後2者の事例では、周辺の視覚能力が従来のコンタクトレンズの場合よりも悪化した。

【0052】

20

この特定の例は、本発明の装置において適切な周辺の屈折力を使用して周辺の視覚能力（この例では、コントラスト感度の形態である）をどのように改善できるのかを実証している。さらに、周辺の像を十分に大きな量の周辺の追加の屈折力によって網膜の手前に位置させる（我々の以前の研究における近視治療方法によって処方されるように）ことによって、一部の個人において周辺の視覚能力がどのように損なわれる可能性があるのかを、実証している。

【0053】**（臨床例3）**

若い正視者が、0.31という中央のコントラスト感度のしきい値と、30度の側頭の視野角における0.71という周辺のコントラスト感度を有していることが分かった。周辺の屈折からの結果は、周辺の視界が比較的遠視であることを明らかにした。30度の視野角において周辺の屈折力に追加の-0.50Dを導入するレンズを、周辺のコントラスト感度を改善する能力を試験するために、眼へと配置した。結果的に、コントラスト感度のしきい値は、中央および側頭側の視界についてそれぞれ0.24および0.65へと改善された。

30

【0054】

本発明の原理によるさらなるレンズ（正の周辺の屈折力がより大きくされている）を眼に配置し、周辺のコントラスト感度への影響を評価した。30度において約+3.00Dという周辺の屈折力においては、結果としてのコントラスト感度が、中央および側頭側の視界のそれぞれについて、0.51および1.15へと悪化した。

40

【0055】

この例は、本発明の装置において周辺の屈折力を変えることによって、どのように（コントラスト感度に関して）正視の眼の周辺の視覚能力をさらに改善でき、あるいは損なう可能性があるのかを、実証している。

【0056】

したがって、以上の臨床例に鑑み、一実施形態においては、客観的な視覚光学パラメータ（例えば、コントラスト感度、視力、運動検出、光検出、など）または主観による定性的なパラメータ（例えば、主観的な視覚品質、見掛けの視覚の「正常性」、周辺または全体の視覚能力、視覚的な不快感、など）などの周辺の視覚能力についての1つ以上の基準パラメータが、周辺の視覚の改善の指標として選択される。次いで、眼の周辺の屈折状態

50

は測定される。その結果から、周辺の視覚能力の基準パラメータの最適化に必要な周辺の屈折効果の変化が推定される。これを、最初に、眼の周辺の屈折状態をほぼ矯正する周辺の屈折効果を有すると同時に、適切な中央の屈折の矯正ももたらす装置を、選択することによって行うことができる。

【 0 0 5 7 】

選択された装置が、適切 / 容認できるレベルの周辺能力をもたらしことが明らかになると、その装置を速やかに提供することができる。改善が必要である場合には、周辺の視覚能力のさらなる改善および最適化を、異なる（さらに強い）周辺の屈折効果を眼へと加え、基準パラメータの応答を測定することによって、反復的に実行することができる。そのような漸増的な最適化の反復の後で、最良の矯正が選択され、あるいは最良の結果を反復の際に得られた結果から内挿 / 外挿することができる。

10

【 0 0 5 8 】

これらの「試行」レンズは、中心視を最適化または矯正する必要はないため、試行レンズは単一視のレンズであってよい。さらに、患者のための最適な周辺の処方箋への迅速な反復的収束を促進する目的のために特定の眼への周辺の屈折効果を段階的に変化させる目的のために、周辺の屈折効果の量が相違する2つ以上の試験装置で構成されるキットまたは「試行セット」を製造することも可能である。

【 0 0 5 9 】

周辺の屈折状態または反復的処方の手法の使用のいずれかに基づく選択に対して随意に、本発明の実施形態による装置における周辺の屈折効果の処方を、例えば2つのパラメータの間の関係に向けられた研究から必要なデータを集めた後で、周辺の屈折状態への基準応答に関する参照テーブルを確立することによって選択することができる。コントラスト感度という基準について、そのようなデータをどのように入手して相関付けることができるのかについての例を、図9から理解することができる。図9において、3名の被験者について個々の応答が示されている一方で、このデータを全ての被験者の平均に基づく「典型的な」応答へと要約することが可能である。このやり方で、より多数の被験者からデータを集めることによって、周辺の屈折状態とコントラスト感度との間の関係が構築され、集団応答曲線が確立される。同様の曲線を、他の基準パラメータについても同じやり方で得ることができる。

20

【 0 0 6 0 】

測定された周辺の屈折状態に基づいて周辺の屈折効果についての処方を選択するさらなる選択肢として、（初期または提供のための）装置の選択を、単純に眼の中央の屈折状態を考慮することによって確立することができる。中央の屈折状態を周辺の屈折状態へと関連付ける集団的傾向が存在することが、我々の研究によって示されている。図10は、30度の視野角にある鼻側の視野についての周辺の屈折状態を縦軸に沿って、同じ眼の中央の屈折状態に対してプロットしている。2つの屈折状態を関係付ける強力な傾向の存在を見て取ることができる。

30

【 0 0 6 1 】

したがって、周辺の視覚能力を改善するための本発明の適切な装置の選択を、多くの患者において、彼らの中央の屈折誤差を考慮し、次いで選択された視野角における中央および周辺の屈折の間の集団平均関係を参照することによって達成することができる。

40

【 0 0 6 2 】

今や理解されるとおり、図10と同様の関係を、周辺の視覚能力の改善、向上、および最適化のための本発明の装置の周辺の屈折効果の初期の選択または適切な最終的選択を容易にするために、別の経線（例えば、水平 - 側頭側、水平 - 鼻側、垂直 - 上側、45度の経線に沿って斜め、など）および別の視野角においても確立することができる。

【 0 0 6 3 】

本発明の実施形態によって意図される1つの提案される手順（図11に示されている）は、以下のステップを含む。

1. 患者の中央の屈折状態を特定または測定するステップ。

50

2. 1つ以上の周辺位置において患者の周辺の屈折状態を測定するステップ。
3. 中央の屈折を矯正し、さらに周辺の屈折を変更（または、矯正）するレンズを選択するステップ。
4. 矯正装置を眼へと提供するステップ。
5. 1つ以上の選択された基準パラメータ（例えば、コントラスト感度、運動検出、光検出、主観的な視覚品質、主観的な全体能力、視覚的な不快さ、など）に従って患者の周辺の視覚能力を評価するステップ。
6. 周辺の能力が適切または最適になるまで、必要であれば周辺の屈折効果を変えてステップ4からの反復を繰り返すステップ。

【0064】

10

視覚の矯正の専門家であれば、ひとたび上述の手順が与えられたならば、所望される周辺視覚および全体視覚の最適化のレベルに応じて、上記ステップの全てが必須というわけではないことを理解できる。以上の説明から、上記手順のステップ2を、中央および周辺の屈折状態の間の基準の集団関係を参照することによって置き換えできていることを、理解できる。やはり以上の説明から、ステップ3を、周辺の屈折状態と周辺の視覚能力の基準パラメータとの間の集団関係を参照することによって、促進または改良することができる。

【0065】

従来は、視覚の矯正は、一般に、例えば老眼の個人ののための矯正のためなどの遠方視のために提供されているが、本発明の実施形態による方法および装置は、視覚矯正の専門家であれば理解できるとおり、遠方視以外の任意の視距離における周辺の視覚能力の改善および最適化にも使用可能である。

20

【0066】

周辺の視覚能力の向上についての以上の説明は、一方の眼にのみ言及することによって示されているが、視覚系は両眼であるため、本発明は、個人の異なる眼のための異なる視距離における周辺の視覚能力の改善、向上、および最適化も提供する。これは、例えば老眼である個人または特定の職業上のニーズを有する個人（例えば、片眼で顕微鏡を操作するときに、（顕微鏡の接眼レンズ経由の）遠方について「全体的」に最適化された1つの眼および（ノートを読み書きのために）近傍について「全体的」に最適化された1つの眼が有利となり得る顕微鏡使用者など）にとって、きわめて有用である。

【0067】

30

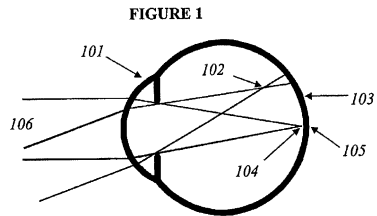
本発明は、実施形態により、周辺の視覚の改善を果たすために、任意の有用な視覚矯正の手段の使用を意図する。それらとして、コンタクトレンズ、めがね用レンズ、上張り/埋め込み、前房および後眼房の眼内レンズ、角膜矯正治療システム、ならびに（PRK、LASIKなどの）屈折角膜手術レンズ、装置、および視覚システムが挙げられる。

【0068】

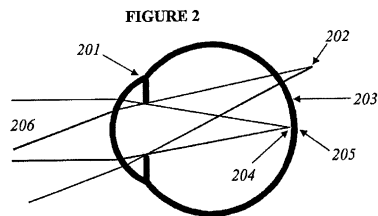
本発明を、本発明の技術的思想および本質的特徴から離れることなく、他の具体的形態にて具現化することが可能である。したがって、これらの実施形態は、あらゆる点で、例示として理解されるべきであって、本発明を限定するものと理解すべきではなく、本発明の技術的範囲は、以上の説明によってではなく、以下の特許請求の範囲によって示される。したがって、特許請求の範囲の均等の意味および範囲に入る全ての変更は、特許請求の範囲に包含される。

40

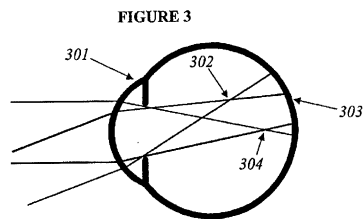
【図 1】



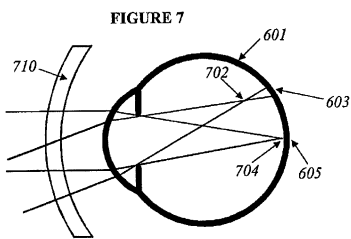
【図 2】



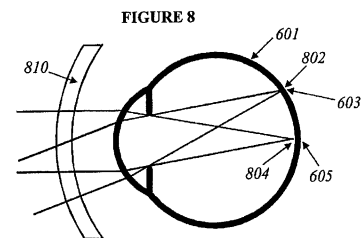
【図 3】



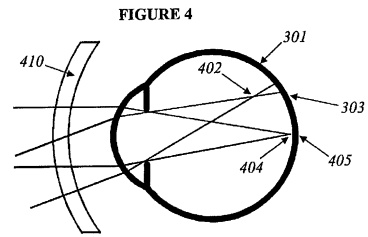
【図 7】



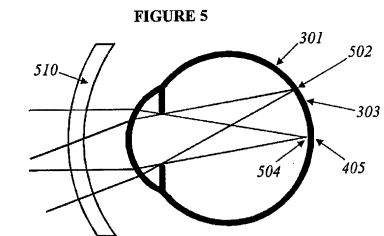
【図 8】



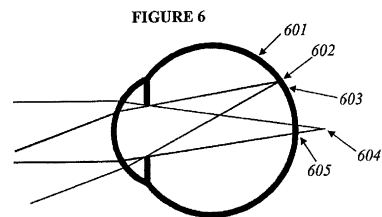
【図 4】



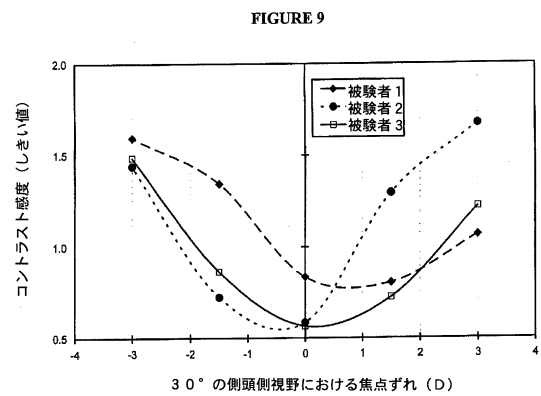
【図 5】



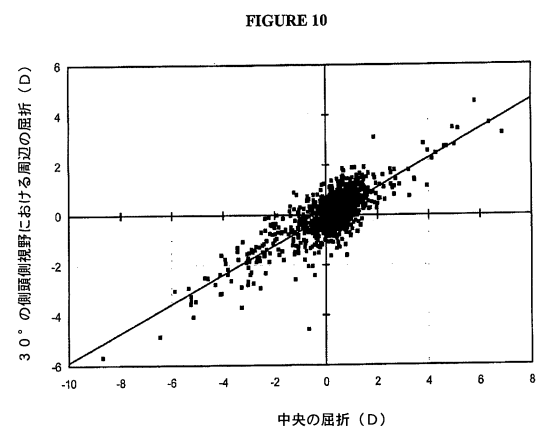
【図 6】



【図 9】

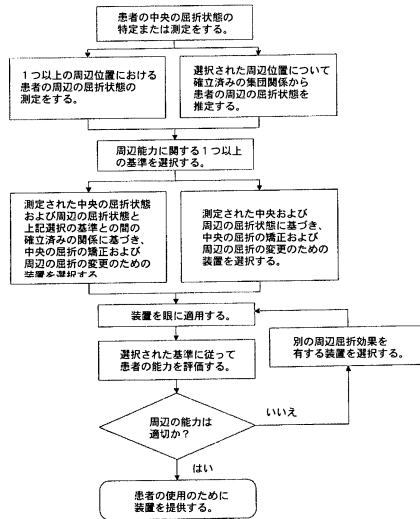


【図 10】



【図 11】

FIGURE 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100114591
弁理士 河村 英文
- (74)代理人 100118407
弁理士 吉田 尚美
- (74)代理人 100125380
弁理士 中村 綾子
- (74)代理人 100125036
弁理士 深川 英里
- (74)代理人 100142996
弁理士 森本 聡二
- (74)代理人 100154298
弁理士 角田 恭子
- (74)代理人 100162330
弁理士 広瀬 幹規
- (72)発明者 ホー,アーサー
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2034, クージー, リチャード・アヴェニュー 9
- (72)発明者 ホワットム, アンドリュー・ロバート
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2070, リンドフィールド, パシフィック・ハイウェイ 455, ユニット 1
- (72)発明者 ホールデン, ブリアン・アンソニー
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2032, キングズフォード, レナード・アヴェニュー 19
- (72)発明者 サンカリダーグ, パドマジャ・ラジャゴパル
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2035, マルーブラ, マックスウェル・アヴェニュー 2, ユニット 1
- (72)発明者 マルティネス, アルド・アブラハム
オーストラリア国ニューサウスウェールズ州 2034, クージー, アレクサンダー・ストリート 3 / 2
- (72)発明者 スミス, アール・レオ, ザ・サード
アメリカ合衆国テキサス州 77008, ヒューストン, ハーヴァード・ストリート 2009

審査官 大森 伸一

- (56)参考文献 国際公開第 2007/092853 (WO, A2)
国際公開第 2007/082268 (WO, A2)
特表 2007-527738 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 2 C	7 / 0 4
A 6 1 F	2 / 1 6
A 6 1 F	9 / 0 1 3