

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-522270

(P2012-522270A)

(43) 公表日 平成24年9月20日(2012.9.20)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02C 7/10 (2006.01)	G02C 7/10	2H006
G02C 7/04 (2006.01)	G02C 7/04	2H048
G02B 5/23 (2006.01)	G02B 5/23	4C097
A61F 9/02 (2006.01)	A61F 9/02 374	
G02C 7/02 (2006.01)	G02C 7/02	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 47 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2012-502251 (P2012-502251)
 (86) (22) 出願日 平成22年3月25日 (2010. 3. 25)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年11月15日 (2011. 11. 15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2010/028680
 (87) 国際公開番号 W02010/111499
 (87) 国際公開日 平成22年9月30日 (2010. 9. 30)
 (31) 優先権主張番号 61/163, 227
 (32) 優先日 平成21年3月25日 (2009. 3. 25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

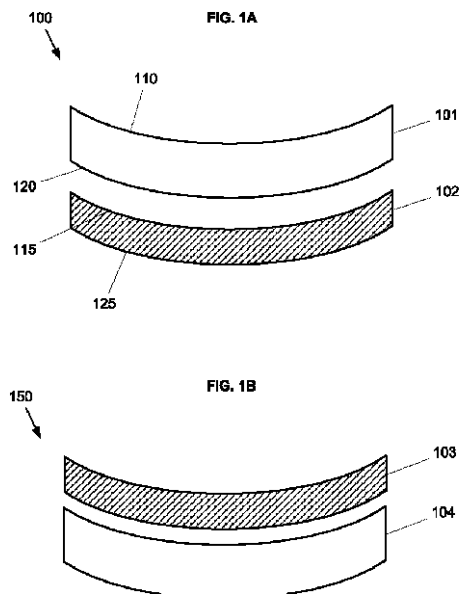
(71) 出願人 509051370
 ハイ・パフォーマンス・オプティクス・インコーポレイテッド
 HIGH PERFORMANCE OPTICS, INC.
 アメリカ合衆国24019バージニア州ロアノーク、バレーパーク・ドライブ5241番
 (74) 代理人 100101454
 弁理士 山田 卓二
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100100479
 弁理士 竹内 三喜夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 特定の青色光波長を選択的にフィルタ除去するフォトクロミック眼科システム

(57) 【要約】

青色遮断要素およびフォトクロミック要素の両方を含む、眼科システムを提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1 つの青色遮断要素と、少なくとも 1 つのフォトクロミック要素とを含む眼科システムであって、

青色遮断要素は、約 430 nm の波長を含む青色光波長の選択範囲を連続的かつ選択的にフィルタ除去し、

フォトクロミック要素は、活性化した場合、青色光波長の選択範囲外にある波長を含む可視光をフィルタ除去するようにしたシステム。

【請求項 2】

活性化したシステムでの可視スペクトルの平均透過率は、不活性システムでの可視スペクトルの平均透過率より少なくとも 20% 小さい、請求項 1 記載のシステム。

10

【請求項 3】

活性化したシステムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率より小さい、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

活性化したシステムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率の 20% 以内である、請求項 4 記載のシステム。

【請求項 5】

活性化したシステムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率の 5% 以内である、請求項 1 記載のシステム。

20

【請求項 6】

青色遮断要素は、フォトクロミックでない、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 7】

青色遮断要素は、青色光波長の選択範囲で光の少なくとも 20% を選択的にフィルタ除去する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 8】

青色遮断要素は、青色光波長の選択範囲で光の少なくとも 50% を選択的にフィルタ除去する、請求項 7 記載のシステム。

【請求項 9】

青色光波長の選択範囲は、約 420 nm ~ 約 440 nm の波長を含む、請求項 1 記載のシステム。

30

【請求項 10】

青色光波長の選択範囲は、約 410 nm ~ 約 450 nm の波長を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 11】

青色光波長の選択範囲は、約 400 nm ~ 約 460 nm の波長を含む、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 12】

A2E 以外の発色団を含む波長の選択範囲を選択的にフィルタ除去する少なくとも 1 つの青色遮断要素をさらに含む、請求項 1 記載のシステム。

40

【請求項 13】

正弦波格子テストで少なくとも 1 ポイントだけコントラスト感度を増加させるようにした、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 14】

活性化及び / 又は不活性システムは、8 未満の黄色度を有する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 15】

活性化及び / 又は不活性システムは、5 未満の黄色度を有する、請求項 14 記載のシステム。

【請求項 16】

50

白色光が、活性化及び/又は不活性システムを透過した場合、 $(0.33 \pm 0.05, 0.33 \pm 0.05)$ のCIE(x, y)座標を有する、請求項1記載のシステム。

【請求項17】

青色遮断要素は、ペリレン、ポルフィリン、クマリン、アクリジン、およびこれらの誘導体のうちの少なくとも1つを含む、請求項1記載のシステム。

【請求項18】

青色遮断要素は、ペリレンまたはその誘導体を含む、請求項17記載のシステム。

【請求項19】

青色遮断要素は、ポルフィリンまたはその誘導体を含む、請求項17記載のシステム。

【請求項20】

青色遮断要素は、マグネシウム・テトラメシチルポルフィリンを含む、請求項19記載のシステム。

【請求項21】

青色遮断要素は、約1ppm~約50ppmの濃度で青色遮断染料を含む、請求項1記載のシステム。

【請求項22】

青色遮断要素は、約2ppm~約10ppmの濃度で青色遮断染料を含む、請求項21記載のシステム。

【請求項23】

フォトクロミック要素は、UVB、UVA、青色光、可視光および赤外波長の少なくとも1つによって活性化される、請求項1記載のシステム。

【請求項24】

フォトクロミック要素は、UVB、UVAおよび赤外波長の少なくとも1つによって活性化される、請求項23記載のシステム。

【請求項25】

フォトクロミック要素は、約380nm~約410nmの波長を有する光によって活性化される、請求項23記載のシステム。

【請求項26】

UVフィルタをさらに含む、請求項1記載のシステム。

【請求項27】

UVフィルタは、フォトクロミック要素の後方に位置決めされる、請求項26記載のシステム。

【請求項28】

UVフィルタは、フォトクロミック要素を活性化する波長を、活性化を阻止する程度までにフィルタ除去しない、請求項26記載のシステム。

【請求項29】

該システムは、眼科レンズ、眼鏡、コンタクトレンズ、眼内レンズ、角膜インレー、角膜アンレー、角膜移植、電気活性レンズ、フロントガラスまたは窓である、請求項1記載のシステム。

【請求項30】

該システムは、眼鏡レンズである、請求項29記載のシステム。

【請求項31】

フォトクロミック要素および青色遮断要素の少なくとも1つは、該システム全体に渡って存在している、請求項1記載のシステム。

【請求項32】

フォトクロミック要素および青色遮断要素の少なくとも1つは、該システム内に局在している、請求項1記載のシステム。

【請求項33】

青色遮断要素は青色遮断層を備え、及び/又は、フォトクロミック要素はフォトクロミック層を備える、請求項1記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 3 4】

青色遮断要素は、フォトクロミック要素の前方にある、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3 5】

青色遮断要素は、フォトクロミック要素の後方にある、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3 6】

青色遮断要素は、フォトクロミック要素と物理的に接触してない、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3 7】

青色遮断要素およびフォトクロミック要素は、混合している、請求項 1 記載のシステム

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、2009年3月25日に出願した米国仮(Provisional)出願第61/163227号の利益を主張する。本願はまた、2007年10月31日に出願した米国特許出願第11/933069号の一部継続出願であり、それは2007年6月12日に出願した米国特許出願第11/761892号の一部継続出願であり、それは2006年3月20日に出願した米国特許出願第11/378317号の一部継続出願であって、2006年6月12日に出願した米国仮出願第60/812628号の優先権を主張する。米国特許出願第11/933069号はまた、2007年8月23日に出願した米国特許出願第11/892460号の一部継続出願であり、それは2006年8月23日に出願した米国仮出願第60/839432号、2006年9月1日に出願した米国仮出願第60/841502号、および2006年11月28日に出願した米国仮出願第60/861247号の優先権を主張する。米国特許出願第11/933069号はまた、2007年10月8日に出願した米国仮出願第60/978,175の優先権を主張する。これらの全ての出願は、参照により全体として組み込まれる。

20

【背景技術】

【0002】

太陽からの電磁放射は、地球大気に連続的に衝突している。光は、波で伝わる電磁放射で構成される。電磁スペクトルは、ラジオ波、ミリメートル波、マイクロ波、赤外線、可視光、紫外線(UVAおよびUVB)、X線およびガンマ線を含む。可視光スペクトルは、約700nmの最長可視光波長と約400nm(ナノメートル、 10^{-9} メートル)の最短可視光波長とを含む。青色光波長は、400nmから500nmの概略範囲に入る。紫外線バンドでは、UVB波長は290nmから320nmまでであり、UVA波長は320nmから400nmまでである。ガンマ線およびX線は、このスペクトルのより高い周波数を構成し、大気によって吸収される。紫外線(UVR)の波長スペクトルは100~400nmである。大部分のUVR波長は、成層圏オゾン層の減少エリアを除いて、大気によって吸収される。過去20年間に渡って、主に産業汚染に起因したオゾン層の減少が文書化されている。増加したUVR露出が広範な公衆衛生の関連性を有し、UVRの眼および皮膚の病気についての負担の増加が予想される。

30

40

【0003】

オゾン層は、286nmまでの波長を吸収して、最高エネルギーを持つ放射への露出から生物を保護している。しかしながら、我々は286nm超の波長に曝されており、その大部分が人間の可視スペクトル(400~700nm)内にある。人間の網膜は、電磁スペクトルの可視光部分にのみ応答する。より短波長は、逆により多くのエネルギーを含むため、最大の障害をもたらす。青色光が、動物の網膜色素上皮(RPE)細胞に対して最も光化学的な損傷を生じさせる可視スペクトルの一部として知られている。これらの波長への露出は、青色光障害と称されており、これらの波長は人間の眼では青色として感じられるためである。

50

【0004】

白内障および黄斑変性は、それぞれ眼内レンズおよび網膜に対する光化学的な損傷から由来するものと広く考えられている。青色光露出はまた、ブドウ膜(uveal)メラノーマ細胞の増殖を加速することが知られている。可視スペクトル内で最もエネルギーのあるフォトン、380~500nmの波長を有し、紫色または青色として感じられる。全ての機構について加算した光毒性(phototoxicity)の波長依存性は、しばしば作用(action)スペクトルとして表現され、例えば、論文(Mainster and Sparrow, "How Much Blue Light Should an IOL Transmit?" Br. J. Ophthalmol., 2003, v. 87, pp. 1523-29 and Fig. 6)に記載されている。眼内レンズ無し(無水晶体眼)では、400nmより短い波長を持つ光が損傷を生じさせることがある。有水晶体眼では、この光は、眼内レンズによって吸収されるため、網膜の光毒性に関与しないが、レンズの光学劣化または白内障を引き起こすことがある。

10

【0005】

眼の瞳孔は、明所視網膜照度(単位はトロランド(troland))にตอบสนองし、これは網膜の波長依存の感度を持つ入射束と、瞳孔の投影面積との積である。この感度は、文献(Wyszecki and Stiles, Color Science: Concepts and Methods. Quantitative Data and Formulae (Wiley: New York) 1982, esp. pages 102-107)に記載されている。

【0006】

現在の研究では、約400nm~500nmの波長を有する短波長の可視光(青色光)がAMD(加齢性黄斑変性症)の要因であるとの根拠を強く支持する。青色光吸収の最大レベルは、約430nm、例えば、400nm~460nmの領域で生ずると考えられている。研究は、青色光が、AMDでの他の病原因子、例えば、遺伝、タバコ煙、過度のアルコール消費などを悪化させることをさらに示唆する。

20

【0007】

人間の網膜は、多数の層を含む。これらの層は、眼に入る光に対して最初に露出するものから最深部までの順序で列記しており、下記のものを含む。

- 1) 神経繊維層
- 2) 神経節細胞
- 3) 内網状層
- 4) 両極および水平細胞
- 5) 外網状層
- 6) 光受容体(杆体(rod)および錐体(cone))
- 7) 網膜色素上皮(RPE)
- 8) ブルック膜
- 9) 脈絡膜

30

【0008】

光が、眼の光受容体細胞(杆体および錐体)によって吸収されるとき、細胞は退色し、回復するまで感受性が弱くなる。この回復過程は代謝過程であり、「視覚サイクル」と呼ばれる。青色光の吸収は、このプロセスを早期に逆転させることが知られている。この早期の逆転は、酸化的損傷のリスクを増加させ、網膜に色素リポフスチン(lipofuscin)の集積をもたらすと考えられる。この集積は、網膜色素上皮(RPE)層で生じる。ドルーゼンと呼ばれる細胞外物質の集合体が、過剰量のリポフスチンに起因してRPE層に形成されると考えられている。

40

【0009】

現在の研究は、人の生涯に渡って、幼児の頃から、網膜との光相互作用に起因して、代謝廃棄副産物が網膜の色素上皮層内に蓄積することを示している。この代謝廃棄産物は、ある蛍光色素(fluorophore)によって特徴付けられ、その最も顕著なもの1つがリポフスチンの構成成分A2Eである。スパロー(Sparrow)による生体外(in vitro)研究では、RPE内で見つかったリポフスチン発色団(chromophore)A2Eが、430nmの光で最大限に励起されることを示している。理論付けされていることは、この代謝廃棄物(特に

50

、リポフスチン蛍光色素)の集積の連結が一定レベルの蓄積に到達すると、転換期に達し、ある年齢閾値に到達すると、この種の廃棄物を網膜内で代謝する人体の生理学的能力が減少し、適当な波長の青色光刺激によってドルーゼン(drusen)をRPE層内に形成することである。ドルーゼンは、適切な栄養素を光受容体に届ける正常な生理学/代謝活性に干渉して、AMD(加齢性黄斑変性症)に関与すると考えられている。AMDは、米国および西洋諸国において不可逆的で深刻な視力喪失の主要原因である。予測される人口シフトおよび高齢者の数の全体的な増加のため、AMDの負担は次の20年で劇的に増加すると予想されている。

【0010】

ドルーゼンは、RPE層が適切な栄養素を光受容体に供給するのを妨害または遮断するため、これらの細胞の損傷や死さえももたらす。このプロセスをさらに複雑にするのは、リポフスチンが青色光を大量に吸収した場合、それは有毒になり、その結果、RPE細胞のさらなる損傷及び/又は死を引き起こすように見える。リポフスチン構成成分A2Eは、少なくとも部分的にRPE細胞の短波長感度に関与していると考えられている。A2Eは、青色光によって最大限に励起されることが知られており、こうした励起による光化学的な事象は細胞死をもたらすことがある。例えば、論文(Janet R. Sparrow et al., "Blue light-absorbing intraocular lens and retinal pigment epithelium protection in vitro," J. Cataract Refract. Surg. 2004, vol. 30, pp. 873-78)を参照。

【0011】

理論的な観点から、下記の事項が生ずると思われる。

- 1) 幼児期から始まって生涯を通じて色素上皮レベル内に廃棄物が集積する。
- 2) この廃棄物を処理するための網膜の代謝活性および能力は、典型的には年齢と共に衰える。
- 3) 黄斑色素は、典型的には年齢と共に減少し、フィルタ除去される青色光が減少する。
- 4) 青色光はリポフスチンを毒性にする。生じた毒性により色素上皮細胞が損傷する。

【0012】

照明産業および視覚治療産業は、UVA放射およびUV放射に対する人間の視覚露出に関する規格を有する。驚くことに、青色光に関して準備されたこうした規格は存在しない。例えば、今日入手可能な一般の蛍光灯の場合、ガラス外装は紫外光を大部分阻止しているが、青色光はほとんど減衰なしで透過する。ある場合には、外装は、スペクトルの青色領域において増強した透過を有するように設計されている。こうした人工光源の障害も眼の損傷を引き起こすことがある。

【0013】

コロンビア大学のスパロー(Sparrow)による実験室の証拠は、 430 ± 30 nmの波長範囲内の青色光の約50%が遮断された場合、青色光によるRPE細胞の死滅が最大80%減少し得ることを示している。眼の健康を改善する試みとして青色光を遮断する外部眼鏡類、例えば、サングラス、眼鏡、ゴーグルおよびコンタクトレンズなどが、例えば、米国特許第6955430号(Pratt)に開示されている。光毒性の光から網膜を保護することを目的とした他の眼科器具は、眼内レンズやコンタクトレンズなどがある。これらの眼科器具は、周囲光と網膜との間の光路に位置決めされ、一般に、青色光および紫色光を選択的に吸収する色素を含有するか、あるいは該色素でコーティングされている。

【0014】

青色光を遮断することによって、色収差を低減しようとした他のレンズが知られている。色収差は、角膜(cornea)、眼内レンズ、房水および硝子体液を含む眼球媒体の光分散によって生ずる。この分散は、より長波長の光とは異なる像平面に青色光を集光し、フルカラー画像のデフォーカスを生じさせる。従来青色遮断レンズが、米国特許第6158862号(Patel et al.)、米国特許第5662707号(Jinkerson)、米国特許第5400175号(Johansen)、米国特許第4878748号(Johansen)に記載されている。

【0015】

10

20

30

40

50

眼球媒体の青色光露出を低減する従来の方法は、典型的には、閾値波長未満の光を完全に遮断するとともに、より長波長の露光も低減している。例えば、米国特許第 6 1 5 8 8 6 2 号 (Patel et al.) に記載されたレンズは、' 4 3 0 号特許 (Pratt) の図 6 に示すように、6 5 0 n m 程度の波長の入射光の 4 0 % 未満を透過する。米国特許第 5 4 0 0 1 7 5 号 (Johansen and Diffendaffer) に開示された青色光遮断レンズも同様に、' 1 7 5 号特許の図 3 に示すように、可視スペクトル全体を通じて光を 6 0 % 超だけ減衰させている。

【 0 0 1 6 】

遮断される青色光の範囲および量をバランスさせることは困難なことがある。青色光を遮断及び / 又は抑制することは、光学装置を通じて見た場合に色バランスや色覚に影響を及ぼし、そして光学装置で感知される色に影響を及ぼすからである。例えば、射撃用ガラスは、明るい黄色に見えて、青色光を遮断する。射撃用ガラスは、青空を眺めた場合、一定の色がより見易くなり、射撃者は目標物体をより素早くより正確に見ることが可能になる。このことは射撃用ガラスでは上手くいくが、多くの眼科用途では許容されないであろう。特に、こうした眼科システムは、青色遮断によってレンズ内に生成される黄色またはアンバーの色合いのため、美容上は魅力がないであろう。詳細には、青色遮断のための 1 つの一般的な手法は、青色遮断染料、例えば、B P I Filter Vision 4 5 0 または B P I Diamond Dye 5 0 0 などでレンズを着色または染色することを含む。着色は、例えば、青色遮断染料液を含む、加熱した着色ポットの中にレンズを所定時間、浸漬することによって達成できる。典型的には、染料液は、黄色またはアンバー色を有するため、黄色またはアンバー色の色合いをレンズに付与する。多くの人々にとって、この黄色またはアンバー色の色合いの外観は、美容上は望ましくない。さらに、この色合いは、レンズ使用者の正常な色知覚と干渉して、例えば、交通信号灯や交通標識の色を正しく感知することを困難にする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

従来青色遮断フィルタの黄変効果を補償するための努力がなされている。例えば、青色遮断レンズを、例えば、青色染料、赤色染料または緑色染料などの添加染料を用いて処理し、黄変効果を相殺している。この処理は、添加染料を元の青色遮断染料と混合した状態にする。しかしながら、この手法は、青色遮断レンズ内での黄色を低減できるが、染料の混合は、より多くの青色光スペクトルの通過を許容し、青色遮断の有効性を減少させるであろう。さらに、これらの従来手法は、青色光波長以外の光波長の全体的な透過率を減少させるものであり、望ましくない。この不要な減少は、結局、レンズ使用者の視力の低下をもたらすであろう。

【 0 0 1 8 】

従来青色遮断は、可視透過率を低下させ、続いて瞳孔の拡張を刺激することが判明している。瞳孔の拡張は、眼内レンズおよび網膜を含む内部眼構造に達する光束を増加させる。これらの構造への放射束は瞳孔直径の二乗として増加することから、レンズは、青色光の半分を遮断するものの、減少した可視透過率により瞳孔を直径 2 m m から 3 m m まで弛緩させ、実際には、網膜に達する青色光子量を 1 2 . 5 % だけ増加させることになる。光毒性の光からの網膜の保護は、網膜に衝突する光量に依存し、これは眼球媒体の透過率特性および瞳孔の動的開口にも依存する。これまでの先行研究は、光毒性青色光の予防に対する瞳孔の関与に関して言及していない。

【 0 0 1 9 】

従来青色遮断に伴う他の問題は、暗所視を劣化させることがある点である。青色光は、明るい光または明所視よりも、低い光レベルまたは暗所視の場合により重要であり、その結果、暗所視および明所視に対する視感度スペクトルで定量的に表される。光化学反応および酸化反応により、眼内レンズ組織による 4 0 0 n m ~ 4 5 0 n m の光吸収が年齢とともに自然に増加する。暗所視に関与する網膜上の杆体光受容体の数は年齢とともに減少するが、眼内レンズによる吸収の増加は、暗所視の低下にとって重要である。例えば、暗所視覚感度は、5 3 歳の眼内レンズでは 3 3 % 低下し、7 5 歳のレンズでは 7 5 % 低下する。網膜の保護と暗所視感度の間の対立については、論文 (Mainster and Sparrow, "How

Much Light Should and IOL Transmit?" Br. J. Ophthalmol., 2003, v. 87, pp. 1523-29) にさらに記載されている。

【0020】

青色遮断の従来手法は、特定の青色または紫色の波長未満の透過率をゼロに低減するカットオフまたはハイパスフィルタを含む。例えば、閾値波長未満の全ての光は、完全またはほぼ完全に遮断できる。例えば、米国特許公開第2005/0243272号(Mainster)および論文(Mainster, "Intraocular Lenses Should Block UV Radiation and Violet but not Blue Light," Arch. Ophthalmol., v. 123, p. 550 (2005))には、400~450nmの閾値波長未満の全ての光の遮断について記載されている。こうした遮断は望ましくない場合がある。ロングパスフィルタのエッジがより長波長へシフトして、瞳孔の拡張が生じ、全光束を増加させるからである。前述のように、これは、暗所視感度を低下させ、色歪みを増加させることがある。

10

【0021】

最近、眼内レンズ(IOL)の分野で、許容される明所視、暗所視、色覚および概日リズムを維持しつつ、適切なUVおよび青色光の遮断に関して討論が行われた。

【0022】

前述の観点から、下記の1つ又はそれ以上を提供できる眼科システムについてのニーズが存在する。

1) 許容レベルの青色光保護を伴う青色遮断。

2) 許容されるカラー化粧品(cosmetics)。即ち、着用者が着用した場合、その眼科システムを観察している人がほぼ中性色として知覚するもの。

20

3) 使用者にとって許容される色知覚。特に、着用者の色覚を損なうことがなく、さらにはシステムの裏面から着用者の眼の中への反射が着用者にとって不愉快にならないレベルであるような眼科システムについてのニーズがある。

4) 青色光波長以外の波長についての許容レベルの光透過率。特に、青色光の波長の選択的遮断および、同時に可視光の80%超を透過させることが可能な眼科システムについてのニーズがある。

5) 許容される明所視、暗所視、色覚および/または概日リズム。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0023】

数多くのデータが、青色光を黄斑変性(先進諸国における失明の主要な原因)および他の網膜疾病の可能性のある寄与要因の1つとして指摘していることにより、こうしたニーズが存在する。

【課題を解決するための手段】

【0024】

フォトクロミック要素および青色遮断要素の両方を含む眼科(ophthalmic)システムを提供する。

【0025】

一実施形態において、眼科システムが、少なくとも1つの青色遮断要素と、少なくとも1つのフォトクロミック要素とを含み、

40

青色遮断要素は、約430nmの波長を含む青色光波長の選択範囲を連続的かつ選択的にフィルタ除去し、

フォトクロミック要素は、活性化した場合、青色光波長の選択範囲外にある波長を含む可視光をフィルタ除去する。

【0026】

一実施形態において、活性化したシステムでの可視スペクトルの平均透過率は、不活性システムでの可視スペクトルの平均透過率より少なくとも20%小さい。

【0027】

他の実施形態において、活性化したシステムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は

50

、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率より小さい。

【0028】

他の実施形態において、活性化したシステムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率の20%以内または5%以内である。

【0029】

一実施形態において、青色遮断要素は、フォトクロミックでない。

【0030】

一実施形態において、青色遮断要素は、青色光波長の選択範囲で光の少なくとも20%または少なくとも50%を選択的にフィルタ除去する。

10

【0031】

一実施形態において、青色光波長の選択範囲は、約420nm～約440nm、約410nm～約450nm、または約400nm～約460nmの波長を含む。

【0032】

他の実施形態において、該システムは、A2E以外の発色団を含む波長の選択範囲を選択的にフィルタ除去する少なくとも1つの青色遮断要素をさらに含む。

【0033】

さらに他の実施形態において、該システムは、正弦波格子テスト(例えば、FACT(登録商標))上の少なくとも1ポイントで、少なくとも1ポイントだけコントラスト感度を増加させる。

20

【0034】

他の実施形態において、活性化及び/又は不活性システムは、8未満または5未満の黄色度(yellowness index)を有する。

【0035】

一実施形態において、白色光が、活性化及び/又は不活性システムを透過した場合、(0.33±0.05, 0.33±0.05)のCIE(x, y)座標を有する。

【0036】

一実施形態において、青色遮断要素は、ペリレン(perylene)、ポルフィリン(porphyrin)、クマリン(coumarin)、アクリジン(acridine)、およびこれらの誘導体のうちの少なくとも1つを含む。幾つかの実施形態において、青色遮断要素は、ペリレンまたはその誘導体、ポルフィリンまたはその誘導体、あるいはマグネシウム・テトラメシチルポルフィリンを含む。

30

【0037】

他の実施形態において、青色遮断要素は、約1ppm～約50ppm、または約2ppm～約10ppmの濃度で青色遮断染料を含む。

【0038】

一実施形態において、フォトクロミック要素は、UVB、UVA、青色光、可視光および赤外波長の少なくとも1つによって活性化される。他の実施形態において、フォトクロミック要素は、UVB、UVAおよび赤外波長の少なくとも1つによって活性化される。さらに他の実施形態において、フォトクロミック要素は、約380nm～約410nmの波長を有する光によって活性化される。

40

【0039】

一実施形態において、該システムは、UVフィルタをさらに含む。一実施形態において、UVフィルタは、フォトクロミック要素の後方に位置決めされる。他の実施形態において、UVフィルタは、フォトクロミック要素を活性化する波長を、活性化を阻止する程度までにフィルタ除去しない。

【0040】

一実施形態において、該システムは、眼科レンズ、眼鏡、コンタクトレンズ、眼内レンズ、角膜インレー(inlay)、角膜アンレー(onlay)、角膜移植(graft)、電気活性レンズ、フロントガラスまたは窓である。一実施形態において、該システムは眼鏡レンズである。

50

【0041】

一実施形態において、フォトリソミック要素および青色遮断要素の少なくとも1つは、該システム全体に渡って存在している。他の実施形態において、フォトリソミック要素および青色遮断要素の少なくとも1つは、該システム内に局在している。

【0042】

一実施形態において、青色遮断要素は青色遮断層を備え、及び/又は、フォトリソミック要素はフォトリソミック層を備える。

【0043】

一実施形態において、青色遮断要素は、フォトリソミック要素の前方にある。他の実施形態において、青色遮断要素は、フォトリソミック要素の後方にある。一実施形態において、青色遮断要素は、フォトリソミック要素と物理的に接触していない。他の実施形態において、青色遮断要素およびフォトリソミック要素は、混合している。

10

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1A】後方の青色遮断要素および前方の色バランス要素を含む眼科システムの例を示す。

【図1B】後方の青色遮断要素および前方の色バランス要素を含む眼科システムの例を示す。

【図2】染料レジストを用いて眼科システムを形成した例を示す。

【図3】青色遮断要素および色バランス要素を、透明またはほぼ透明な眼科レンズ内に一体化した例示システムを示す。

20

【図4】インモールドコーティングを用いて形成した例示の眼科システムを示す。

【図5】2つの眼科要素の接合を示す。

【図6】反射防止コーティングを用いた例示の眼科システムを示す。

【図7A】青色遮断要素、色バランス要素および眼科要素のいろいろな例示の組合せを示す。

【図7B】青色遮断要素、色バランス要素および眼科要素のいろいろな例示の組合せを示す。

【図7C】青色遮断要素、色バランス要素および眼科要素のいろいろな例示の組合せを示す。

30

【図8A】多機能な青色遮断要素および色バランス要素を含む眼科システムの例を示す。

【図8B】多機能な青色遮断要素および色バランス要素を含む眼科システムの例を示す。

【図9】種々のCIE座標に対応した観察色の基準(reference)を示す。

【図10】GENTEX E465吸収染料の透過率を示す。

【図11】GENTEX E465吸収染料の吸光度を示す。

【図12】430nm範囲での吸収に適した染料濃度を有するポリカーボネート基板の透過率を示す。

【図13】反射防止コーティングを備えたポリカーボネート基板の透過率を波長を関数として示す。

【図14】反射防止コーティングを備えたポリカーボネート基板の色プロットを示す。

40

【図15】コーティング無しポリカーボネート基板および両面に反射防止コーティングを備えたポリカーボネート基板の透過率を波長を関数として示す。

【図16】ポリカーボネート基板上の106nmTiO₂層のスペクトル透過率を示す。

【図17】ポリカーボネート基板上の106nmTiO₂層の色プロットを示す。

【図18】ポリカーボネート基板上の134nmTiO₂層のスペクトル透過率を示す。

【図19】ポリカーボネート基板上の134nmTiO₂層の色プロットを示す。

【図20】青色吸収染料を有する基板の色バランスに適した修正ARコーティングのスペクトル透過率を示す。

【図21】青色吸収染料を有する基板の色バランスに適した修正ARコーティングの色プロットを示す。

50

- 【図 2 2】青色吸収染料を有する基板のスペクトル透過率を示す。
- 【図 2 3】青色吸収染料を有する基板の色プロットを示す。
- 【図 2 4】青色吸収染料および後側 A R コーティングを有する基板のスペクトル透過率を示す。
- 【図 2 5】青色吸収染料および後側 A R コーティングを有する基板の色プロットを示す。
- 【図 2 6】前面および後面に青色吸収染料および A R コーティングを有する基板のスペクトル透過率を示す。
- 【図 2 7】前面および後面に青色吸収染料および A R コーティングを有する基板の色プロットを示す。
- 【図 2 8】青色吸収染料および色バランス A R コーティングを有する基板のスペクトル透過率を示す。 10
- 【図 2 9】青色吸収染料および色バランス A R コーティングを有する基板の色プロットを示す。
- 【図 3 0】膜を備えた例示の眼科デバイスを示す。
- 【図 3 1】例示の膜の光透過率特性を示す。
- 【図 3 2】膜を備えた例示の眼科システムを示す。
- 【図 3 3】膜を備えた例示のシステムを示す。
- 【図 3 4 A】瞳孔直径を視野照度を関数として示す。
- 【図 3 4 B】瞳孔面積を視野照度を関数として示す。
- 【図 3 5】ペリレン染料でドーブした膜の透過率スペクトルを示すもので、濃度と経路長の積が、約 4 3 7 nm で約 3 3 % の透過率を生じさせる。 20
- 【図 3 6】本発明に係る膜の透過率スペクトルを示すもので、ペリレン濃度が、前図のものより約 2 . 2 7 倍大きい。
- 【図 3 7】S i O ₂ および Z r O ₂ の 6 層スタックについて例示の透過率スペクトルを示す。
- 【図 3 8】(L * , a * , b *) 色空間における所定の発光体によって照明されたマンセルタイルに対応する基準色座標を示す。
- 【図 3 9 A】関連したフィルタのためのマンセル色タイルの色シフトのヒストグラムを示す。
- 【図 3 9 B】関連した青色遮断フィルタによって生じた色シフトを示す。 30
- 【図 4 0】本発明に係るペリレン染色基板について色シフトのヒストグラムを示す。
- 【図 4 1】本発明に係るシステムの透過率スペクトルを示す。
- 【図 4 2】昼光でのマンセルタイルについて本発明に係るデバイスの色ひずみを要約したヒストグラムを示す。
- 【図 4 3 A】ある人種の被検体からの代表的な肌反射率スペクトルを示す。
- 【図 4 3 B】異なる人種の被検体からの代表的な肌反射率スペクトルを示す。
- 【図 4 4】白色人種(Caucasian)被検体の例示の肌反射率スペクトルを示す。
- 【図 4 5】種々のレンズの透過率スペクトルを示す。
- 【図 4 6】例示の染料を示す。
- 【図 4 7】ハードコートを有する眼科システムを示す。 40
- 【図 4 8】4 3 0 nm 付近の強い吸収バンドを備えた選択フィルタの透過率を波長を関数として示す。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0 0 4 5】
- 本発明の実施形態は、有効な青色遮断を実施しつつ、同時に美容に魅力的な製品、使用者にとって正常または許容される色知覚、および良好な視力のための高レベルの透過光を提供する眼科システムに関する。可視光の 8 0 % 以上の透過率という平均透過率を提供し、青色光の選択的波長を抑制し(「青色遮断」)、着用者の適切な色覚性能を可能にし、こうしたレンズまたはレンズシステムを着用する着用者を眺めている観察者に対してほぼほぼ中性色の外観を提供できる眼科システムが提供される。ここで用いたように、システ 50

ムの「平均透過率」は、例えば、可視スペクトルなどのある範囲内の波長での平均透過率を参照する。システムはまた、システムの「視感透過率」で特徴付けしてもよく、これは各波長において眼の感度に従って重み付けされたある波長範囲での平均を参照する。ここで説明したシステムは、所望の効果をj得るために、種々の光学コーティング、膜、材料および吸収染料を使用することができる。

【0046】

より詳細には、本発明の実施形態は、色バランス化との組合せとともに有効な青色遮断を提供できる。ここで使用した「色バランス化」または「色バランス」とは、黄色またはアンバー色あるいは、青色遮断の他の不要な効果が減少、相殺、中性化または補償され、青色遮断の有効性を損なうことなく、美容上許容される結果が得られることを意味する。例えば、400nm~460nmまたはその近傍の波長が遮断され、または強度を低減できる。特に、例えば、420~440nmまたはその近傍の波長が遮断され、または強度を低減できる。また、遮断されない波長の透過率は、高いレベル、例えば、少なくとも80%に維持できる。さらに、外部の観察者にとって、この眼科システムは透明またはほぼ透明に見える。システムの使用者にとって、色知覚は正常または許容されるものである。

10

【0047】

ここで用いた「眼科システム」は、例えば、透明グラスまたは着色グラス（または眼鏡）、サングラス、視認性及び/又は美容着色付きまたはそれが無いコンタクトレンズ、眼内レンズ（IOL）、角膜移植、角膜インレー、角膜アンレー、電気活性眼科デバイスなどで使用される処方または非処方の眼科レンズを含むものであり、他の要素とともに取り扱ひ、処理または組み合わせて、ここでさらに詳細に説明している所望の機能性を提供してもよい。本発明は、角膜組織中に直接適用するように処方できる。

20

【0048】

ここで用いた「眼科材料」は、例えば、矯正レンズなどの眼科システムを製造するために広く使用されている材料である。例示の眼科材料は、ガラス、プラスチック、例えばCR-39、Trivex、ポリカーボネートの材料を含み、他の材料を使用してもよく、これらは種々の眼科システムで知られている。

【0049】

眼科システムは、1つ又はそれ以上の青色遮断要素を含んでもよい。一実施形態において、青色遮断要素は、色バランス要素の後側に位置する。青色遮断要素または色バランス要素の一方は、例えば、レンズなどの眼科要素でもよく、その一部を形成するものでもよい。後側の青色遮断要素および前側の色バランス要素は、眼科レンズの片面もしくは両面の上またはその近傍に隣接した別個の層であってもよい。1つ又はそれ以上の色バランス要素は、後側の青色遮断要素の黄色またはアンバー色の色合いを減少または中性化して、美容上許容される外観が得られるように設けられる。例えば、外部観察者にとって、この眼科システムは、透明またはほぼ透明に見えるようになる。システムの使用者にとっては、色知覚が正常または許容可能なものになる。さらに、青色遮断および色バランスの色合いが混合しないため、青色光スペクトルの波長が遮断または強度で減少し、眼科システムへの入射光の透過強度は、遮断されない波長の場合の少なくとも80%にできる。

30

【0050】

前述のように、青色を遮断する手法は知られている。青色光波長を遮断するための知られている手法は、吸収、反射、干渉またはそれらの任意の組合せがある。先に説明したように、1つの手法によれば、例えば、BPI Filter Vision 450またはBPI Diamond Dye 500などの青色遮断着色剤を用いて、適切な割合または濃度でレンズを着色し/染色してもよい。この着色は、例えば、所定の期間、青色遮断染料溶液を含む加熱着色ポットの中にレンズを浸漬することによって達成できる。他の手法によれば、青色を遮断するためのフィルタを使用する。フィルタは、例えば、青色光波長の吸収及び/又は反射及び/又は干渉を示す有機化合物または無機化合物を含むことができる。フィルタは、有機物質及び/又は無機物質の複数の薄い層またはコーティングを含んでもよい。各層は、個別にまたは他の層との組合せで、青色光波長を有する光の

40

50

吸収、反射または干渉を行う特性を有してもよい。ルーゲート(Rugate)ノッチフィルタは、青色遮断フィルタの一例である。ルーゲートフィルタは、屈折率が大きい値と小さい値の間で連続的に振動している無機誘電体からなる単一の薄膜である。異なる屈折率の2つの材料(例えば、 SiO_2 と TiO_2)の共蒸着によって製造すると、ルーゲートフィルタは、波長遮断のための極めて明瞭な阻止帯域を有し、帯域外では殆ど減衰しないことが知られている。

【0051】

フィルタの構造パラメータ(振動周期、屈折率変調、屈折率振動の数)は、フィルタの性能パラメータ(阻止帯域の中心、阻止帯域の幅、帯域内の透過率)を決定する。ルーゲートフィルタは、例えば、米国特許第6984038号および米国特許第7066596号においてより詳細に開示されており、それぞれが全体として参照される。青色を遮断する他の手法は、多層誘電体スタックの使用である。多層誘電体スタックは、高屈折率材料と低屈折率材料が交互に配列したディスクリット層を堆積することによって製造される。ルーゲートフィルタと同様に、例えば、個々の層厚、個々の層の屈折率および層繰返し数などの設計パラメータは、多層誘電体スタックの性能パラメータを決定する。

10

【0052】

色バランス化は、適切な割合または濃度の青色着色/染料または、適切な組合せの赤色および緑色の着色/染料を、色バランス要素に付与することを含み、外部観察者から見た場合、眼科システムが全体として美容上許容される外観を示すようにしてもよい。例えば、眼科システムは、全体として透明またはほぼ透明に見えるようにしてもよい。

20

【0053】

図1Aは、後側青色遮断要素101および前側色バランス要素102を備えた眼科システムを示す。各要素は、凹状の後側面または表面110, 115と、凸状の前側面または表面120, 125とを有する。システム100において、後側青色遮断要素101は、例えば、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォーム(pre-form)などの眼科要素であってもよく、これを含むものでもよい。単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、青色遮断を実施するために着色または染色してもよい。前側色バランス要素102は、公知の手法に従って単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームに付与された、表面キャスト(cast)層を含んでもよい。例えば、表面キャスト層は、可視光またはUV光あるいはこれら2つの組合せを用いて、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームに貼り付けまたは接合してもよい。

30

【0054】

表面キャスト層は、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームの凸状面に形成してもよい。単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、青色遮断を実施するために着色または染色しているため、美容上望ましくない黄色またはアンバー色を有することがある。従って、表面キャスト層は、例えば、適切な割合の青色着色/染料または、適切な組合せの赤色および緑色の着色/染料を用いて着色してもよい。

【0055】

表面キャスト層は、青色遮断を行うように既に処理した単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームに付与した後、色バランス添加剤を用いて処理してもよい。凸状面に表面キャスト層を備えた、青色遮断を行う単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、適切な割合および濃度の色バランス染料を溶液中に有する加熱着色ポットに浸漬してもよい。表面キャスト層は、溶液から色バランス染料を吸い取る。青色遮断を行う単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームが色バランス染料の何れを吸収するのを防止するために、その凹状表面を、染料レジスト、例えば、テープまたはワックスあるいは他のコーティングを用いてマスクまたは封止してもよい。このことは、図2に示しており、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォーム101の凹状表面に染料レジスト201を備えた眼科システム100を示す。単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームのエッジは、美容上調整された色になるように、コーティング無しのままでもよい。このことは、厚いエッジを有する負の焦点レンズにとって重要になるであろう。

40

50

【 0 0 5 6 】

図 1 B は、他の眼科システム 1 5 0 を示しており、前側色バランス要素 1 0 4 は、例えば、単一の視覚レンズまたは多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームなどの眼科要素であってもよく、これを含むものでもよい。後側青色遮断要素 1 0 3 は、表面キャスト層であってもよい。この組合せを製作するために、色バランス用の単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームの凸状面は、上述したような染料レジストを用いてマスクし、この組合せを青色遮断染料溶液を含む加熱着色ポットに浸漬した場合、青色遮断染料の吸収を防止してもよい。一方、露出した表面キャスト層は青色遮断染料を吸収する。

【 0 0 5 7 】

表面キャスト層は、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームではなく、多焦点レンズとの組合せで使用可能であることは理解すべきである。さらに、表面キャスト層は、多焦点レンズを含む、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームにパワーを追加するために使用でき、こうして単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームを、整列し(lined)または進歩的なタイプの追加を伴う多焦点レンズに変換できる。当然ながら、表面キャスト層は、単一の視覚レンズ、ウエハまたは光学プリフォームにパワーを殆どまたは全く追加しないような設計も可能である。

【 0 0 5 8 】

図 3 は、眼科要素に一体化された青色遮断機能および色バランス機能を示す。詳細には、眼科レンズ 3 0 0 において、後側領域において他の透明またはほぼ透明な眼科要素 3 0 1 の中への着色侵入深さに対応した部分 3 0 3 が青色遮断を行ってもよい。さらに、部分 3 0 2 が、その正面領域または前側領域において他の透明またはほぼ透明な眼科要素 3 0 1 の中への着色侵入深さに対応しており、色バランスを行ってもよい。図 3 に示すシステムは、下記のように製造できる。眼科要素 3 0 1 は、最初は、例えば、透明またはほぼ透明な単一の視覚レンズまたは多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームであってもよい。透明またはほぼ透明な単一の視覚レンズまたは多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、青色遮断色合いで着色してもよく、一方、その正面凸状表面が、例えば、前述したように、染料レジストを用いたマスクングまたはコーティングによって非吸収性にされる。

【 0 0 5 9 】

その結果、部分 3 0 3 が、透明またはほぼ透明な単一の視覚レンズまたは多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォーム 3 0 1 の後側凹状面から始まって内側に延びて、青色遮断機能を有しており、着色深さによって作成してもよい。そして、正面凸状表面の非吸収性コーティングを除去してもよい。そして、非吸収性コーティングを凹状表面に付与し、単一の視覚レンズまたは多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームの正面凸状表面および周辺エッジは、色バランスのために着色してもよい(例えば、加熱着色ポットへの浸漬により)。色バランス染料は、周辺エッジおよび、正面凸状表面から始まって内側に延びる部分 3 0 2 によって吸収されることになり、これは、先のコーティングに起因して未着色のままであった。前記プロセスの順序は、逆であってもよく、即ち、凹状表面を最初にマスクし、残りの部分を色バランスのために着色したのもでもよい。そして、コーティングは除去し、マスクングによって未着色のままであった凹状領域での深さまたは厚さが青色遮断のために着色したのもでもよい。

【 0 0 6 0 】

図 4 を参照して、眼科システム 4 0 0 がインモールド(in-mold)コーティングを用いて形成できる。詳細には、例えば、適切な青色遮断着色剤、染料または他の添加物で染色/着色されている単一の視覚レンズまたは多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームなどの眼科要素 4 0 1 が、着色インモールドコーティング 4 0 3 を用いた表面キャストイングによって色バランスを行ってもよい。インモールドコーティング 4 0 3 は、適切なレベル及び/又は混合物の色バランス染料を含み、凸状表面モールド(即ち、眼科要素 4 0 1 の凸状表面へのコーティング 4 0 3 を付与するためのモールド(不図示))に付与できる。無色のモノマー 4 0 2 をコーティング 4 0 3 と眼科要素 4 0 1 との間に充填し、硬化さ

10

20

30

40

50

せてもよい。モノマー 402 を硬化させるプロセスにより、色バランスインモールドコーティングは、眼科要素 401 の凸状表面に転写できる。その結果、色バランス表面コーティングを備えた青色遮断眼科システムが得られる。インモールドコーティングは、例えば、反射防止コーティングまたは従来ハードコーティングであってもよい。

【0061】

図 5 を参照して、眼科システム 500 が 2 つの眼科要素を備え、一方は青色遮断のものであり、他方は色バランスのものである。例えば、第 1 眼科要素 501 は、所望レベルの青色遮断を達成するために適切な青色遮断着色剤を用いて染色 / 着色した、後側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームであってもよい。第 2 眼科要素 503 は、例えば、UV 硬化性または可視光硬化性接着剤 502 を用いて、後側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームに接合または貼り付けた、前側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームであってもよい。前側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、後側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームに接合する前または後に色バランスを施してもよい。後であれば、前側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、例えば、上述した手法によって色バランスを施すことができる。例えば、後側の単一視覚レンズまたは凹状表面多焦点レンズ、ウエハまたは光学プリフォームは、染料レジストを用いてマスクまたはコーティングを施して、色バランス染料の吸収を防止するようにしてもよい。そして、接合した後側部および前側部は、適切な色バランス染料液を含む加熱着色ポットの中に一緒に置いてよく、これにより前側部は色バランス染料を吸収することができる。

【0062】

上述した実施形態システムの何れもが、1 つまたはそれ以上の反射防止 (AR) 要素と組み合わせてもよい。これは、例として、図 1 A と 1 B に示した眼科レンズ 100, 150 について図 6 に示す。図 6 において、第 1 の AR 要素 601、例えば、コーティングが後側青色遮断要素 101 の凹状表面に付与されており、第 2 の AR 要素 602 が色バランス要素 102 の凸状表面に付与されている。同様に、第 1 の AR 要素 601 が後側青色遮断要素 103 の凹状表面に付与されており、第 2 の AR 要素 602 が色バランス要素 104 の凸状表面に付与されている。

【0063】

図 7 A ~ 図 7 C は、青色遮断要素および色バランス要素を含む更なる例示のシステムを示す。図 7 A において、眼科システム 700 は、透明またはほぼ透明な眼科レンズ 702 の前側表面の上またはそれに近接して、近接し別個のコーティングまたは層として形成された、青色遮断要素 703 および色バランス要素 704 を備える。青色遮断要素 703 は、色バランス要素 704 の後側に位置する。透明またはほぼ透明な眼科レンズ 702 の前側表面の上またはそれに近接して、AR コーティングまたは他の層 701 を形成してもよい。他の AR コーティングまたは層 705 を色バランス要素 704 の前側表面の上またはそれに近接して形成してもよい。

【0064】

図 7 B において、青色遮断要素 703 および色バランス要素 704 は、透明またはほぼ透明な眼科レンズ 702 の後側表面の上またはそれに近接して配置される。ここでも青色遮断要素 703 は、色バランス要素 704 の後側に位置する。AR 要素 701 を青色遮断要素 703 の後側表面の上またはそれに近接して形成してもよい。他の AR 要素 705 を透明またはほぼ透明な眼科レンズ 702 の前側表面の上またはそれに近接して形成してもよい。

【0065】

図 7 C において、青色遮断要素 703 および色バランス要素 704 は、透明な眼科レンズ 702 の後側表面および前側表面の上またはそれらに近接してそれぞれ配置される。ここでも青色遮断要素 703 は、色バランス要素 704 の後側に位置する。AR 要素 701

10

20

30

40

50

を青色遮断要素 703 の後側表面の上またはそれに近接して形成してもよく、他の AR 要素 705 を色バランス要素 704 の前側表面の上またはそれに近接して形成してもよい。

【0066】

図 8 A および図 8 B は、青色光波長を遮断する機能性および色バランスを行う機能性の両方を単一要素 803 の中で組み合わせ可能な眼科システム 800 を示す。例えば、組み合わせ機能性要素は、青色光波長を遮断し、緑色波長および赤色波長の幾つかを反射して、青色を中性化し、レンズでの主成分の出現を排除できる。組み合わせ機能性要素 803 は、透明な眼科レンズ 802 の前側表面または後側表面の上またはそれに近接して配置してもよい。眼科レンズ 800 は、透明な眼科レンズ 802 の前側表面または後側表面の上またはそれに近接して AR 要素 801 をさらに含んでもよい。

10

【0067】

図 7 および図 8 は、特定の実施形態の構成を示しているが、青色遮断要素および色バランス要素の位置設定は、材料や製造手順、用途に従って変更してもよいことは、当業者は理解するであろう。例えば、青色遮断要素は、1 つ又はそれ以上の眼科要素、例えば、眼科レンズまたはフォトリソグラフィ要素の前側に配置したり、後側に配置したり、これらと一体化したり、またはこれらの間に挟み込んでもよい。同様に、色バランス要素は、1 つ又はそれ以上の眼科要素の前側に配置したり、後側に配置したり、これらと一体化したり、またはこれらの間に挟み込んでもよい。また、青色遮断要素は、色バランス要素に対して相対的に変化するように位置決めしてもよい（但し、幾つかの実施形態は、青色遮断要素は色バランス要素の後側にあることを明記している）。

20

【0068】

色バランス要素の有効性を定量化するために、眼科材料からなる基板によって反射し及び/又はこれを透過する光を観察することが有用であろう。観察した光は、その CIE 座標 (x, y) によって特性付けられ、観察光の色を表すことができる。即ち、これらの座標と入射光の CIE 座標とを比較することによって、光の色が反射/透過によってどの程度シフトしたかを決定することができる。白色光は、(0.33, 0.33) の CIE 座標を有するように定義される。そして、観察光の CIE 座標が (0.33, 0.33) に近くなるほど、観察者にとって「より白色」に見えることになる。レンズによって実施される色シフトまたは色バランスを特性付けるために、(0.33, 0.33) 白色光をレンズに向けて、反射光および透過光の CIE を観察してもよい。透過光が約 (0.33, 0.33) の CIE を有する場合、色シフトは生じておらず、レンズを通して観察した物品は自然の外観を有することになり、即ち、レンズ無しで観察した物品に対して色がシフトしていないことになる。同様に、反射光が約 (0.33, 0.33) の CIE を有する場合、レンズは自然の美容外観を有することになり、即ち、レンズまたは眼科システムの使用者を眺める観察者にとって着色しているように見えなくなる。こうして透過光および反射光は、可能な限り (0.33, 0.33) に近い CIE を有することが望ましい。

30

【0069】

図 9 は、種々の CIE 座標に対応した観察色を表す CIE プロットを示す。基準点 900 は、座標 (0.33, 0.33) を表す。プロットの中央領域は、典型的には「白色」として指定されるが、この領域での CIE 座標を有する光は、観察者にとって僅かに着色して見えることがある。例えば、(0.4, 0.4) の CIE 座標を有する光は、観察者には黄色に見えることになる。こうして眼科システムにおいて中性色の外観を達成するためには、システムを透過および/またはシステムで反射した (0.33, 0.33) 光（即ち、白色光）が、透過/反射の後、可能な限り (0.33, 0.33) に近い CIE 座標を有することが望ましい。図 9 に示した CIE プロットは、種々のシステムを用いて観察される色シフトを示すための基準としてここでは使用しているが、ラベル付与領域は、明確化のために省略してもよい。

40

【0070】

染料を基板材料の中に射出成形することによって、吸収染料を眼科レンズの基板材料中に含有して、特定の光透過および吸収特性を有するレンズを製造してもよい。これらの染

50

料材料は、ポルフィリン材料に典型的に見られるソーレー帯(Soret band)の存在に起因して、染料の基本ピーク波長またはより短い共振波長で吸収できる。例示の眼科材料は、種々のガラスやポリマー、例えば、CR-39(登録商標)、TRIVEX(登録商標)、ポリカーボネート、ポリメチルメタクリレート、シリコンおよびフッ素ポリマーなどを含むが、他の材料を使用してもよく、種々の眼科システム用に知られている。

【0071】

一例ではあるが、GENTEX染料材料E465の透過率および吸光度を図10~図11に示す。吸光度(A)は、 $A = \log_{10}(1/T)$ という式によって透過率(T)と関連している。この場合、透過率は0と1の間である($0 < T < 1$)。透過率はしばしば、百分率、即ち、 $0\% < T < 100\%$ として表される。E465染料は、465未満の波長を遮断し、通常、高い光学濃度($OD > 4$)でこれらの波長を遮断するために提供されている。他の波長を遮断するために類似の製品が入手可能である。例えば、GENTEX社のE420は、420nm未満の波長を遮断する。他の例示の染料は、ポルフィリン、ペリレンおよび、青色波長で吸収できる類似の染料を含む。

10

【0072】

より短い波長での吸光度は、染料濃度の減少によって低減できる。この染料材料および他の染料材料は、430nm領域で~50%の透過率を達成できる。図12は、430nm範囲での吸収に適した染料濃度を持つポリカーボネート基板の透過率を示し、420nm~440nmの範囲でいくらかの吸収がある。これは、染料濃度を減少させ、ポリカーボネート基板の影響を含めることによって達成した。この点に関して裏面は反射防止コーティングしていない。

20

【0073】

染料の濃度も眼科システムの外観および色シフトに影響を及ぼすことがある。濃度を減少させることによって、色シフトの程度が変化するシステムが得られる。ここで使用した「色シフト」は、眼科システムの透過及び/又は反射の後、基準光のCIE座標が変化する量を参照している。典型的には白色として知覚される種々のタイプの光(例えば、太陽光、白熱光および蛍光光)の差に起因して、システムで生ずる色シフトによってシステムを特徴付けすることも有用であろう。従って、光がシステムを透過及び/又はシステムで反射する場合、入射光のCIE座標がシフトする量に基づいて、システムを特徴付けすることも有用であろう。

30

【0074】

例えば、CIE座標(0.33, 0.33)を持つ光が、透過後にCIE(0.30, 0.30)を持つ光になるシステムは、(-0.03, -0.03)の色シフト、またはより一般的には(± 0.03 , ± 0.03)の色シフトを生じさせるものとして記述できる。こうしてシステムで生じた色シフトは、「自然」光および観察した物品がシステムの着用者にとってどのように見えるかを表している。さらに後述するように、(± 0.05 , ± 0.05)~(± 0.02 , ± 0.02)未満の色シフトが生ずるシステムを達成している。

【0075】

眼科システムにおける短波長透過率の減少は、A2Eの励起など、眼内の光電効果に起因した細胞死を低減するのに有用であろう。430±30nmの入射光を約50%低減することは、細胞死を約80%低減できることが示されている。例えば、論文(Janet R. Sparrow et al., "Blue light-absorbing intraocular lens and retinal pigment epithelium protection in vitro," J. Cataract Refract. Surg. 2004, vol. 30, pp. 873-78)を参照。この開示内容は参照により全体としてここに組み込まれる。さらに、例えば、430~460nmの範囲の光など、青色光の量を5%程度低減することは、同様に、細胞の死及び/又は劣化を低減でき、例えば、加齢に関連した萎縮性黄斑変性など、状態の悪影響を防止または低減できると考えられている。

40

【0076】

吸収染料を用いて、望ましくない光の波長を遮断してもよいが、その染料は、副作用と

50

してレンズに着色を付与することができる。例えば、多くの青色遮断眼科レンズは、黄色の着色を有しているが、これはしばしば望ましくなく、及び/又は美容上不快である。この色合いを打ち消すために、吸収染料を含有した基板の片面または両面に色バランスコーティングを追加してもよい。

【0077】

反射防止 (AR) コーティング (干渉フィルタ) は、商用眼科コーティング産業で確立している。コーティングは、典型的には数層、しばしば10層未満であり、典型的にはポリカーボネート表面からの反射を1%未満に低減するために用いられる。ポリカーボネート表面でのこうしたコーティングの一例を図13に示す。このコーティングの色プロットは図14に示しており、色がかなり中性であることが分かる。全反射率は0.21%と測定された。反射光は(0.234, 0.075)のCIE座標を有し、透過光は(0.334, 0.336)のCIE座標を有すると測定された。

10

【0078】

ARコーティングは、レンズまたは他の眼科デバイスの両面に付与して、より高い透過率を達成できる。こうした構成を図15に示し、濃い線1510がARコーティングが施されたポリカーボネートであり、薄い線1520がコーティング無しのポリカーボネート基板である。このARコーティングは、透過光全体で10%増加させる。ポリカーボネート基板中の吸収に起因して、光のいくらかの自然損失がある。本実施例で用いた特定のポリカーボネート基板は、約3%の透過率損失を有する。眼科産業では、ARコーティングは、一般に、レンズの透過率を増加させるために両面に付与される。

20

【0079】

本発明によるシステムにおいて、ARコーティングまたは他の色バランス膜は、吸収染料と組み合わせて、青色波長光、典型的には430nm領域の同時吸収および増加した透過率を実現できる。前述のように、430nm領域の光の除去だけでは、典型的には、いくらか残留した色合い(cast)を有するレンズが得られる。光をスペクトル的に調整して中性色透過率を達成するために、ARコーティングのうちの少なくとも1つを修正して、光の総透過色を調整できる。本発明に係る眼科システムにおいて、この調整はレンズの前側表面で実施し、下記のレンズ構造を生成できる。

【0080】

空気 (使用者の眼から最も遠い) / 前側凸状レンズコーティング / 吸収性眼科レンズ基板 / 後側凹状反射防止コーティング / 空気 (使用者の眼に最も近い)。

30

【0081】

こうした構成において、前側コーティングは、従来のレンズで通常実施される反射防止機能とともに、基板中の吸収で生じる色合いを打ち消すために、スペクトル調整を提供できる。従って、レンズは、適切な色バランスを透過光および反射光の両方について提供できる。透過光の場合、色バランスは適切な色覚を実現できる。反射光の場合、色バランスは適切なレンズ美容を提供できる。

【0082】

ある場合には、他の眼科材料からなる2つの層の間に色バランス膜を配置してもよい。例えば、フィルタ、AR膜または他の膜を眼科材料内に配置してもよい。例えば、下記の構成が使用できる。

40

【0083】

空気 (使用者の眼から最も遠い) / 眼科材料 / 膜 / 眼科材料 / 空気 (使用者の眼に最も近い)。

【0084】

色バランス膜は、ハードコートなどのコーティングでもよく、レンズの外表面及び/又は内表面に付与される。他の構成も可能である。例えば、図3を参照して、眼科システムは、青色吸収染料でドーブした眼科材料301と、1つ又はこれ以上の色バランス層302, 303とを含んでもよい。他の構成では、内部層301は、青色吸収染料でドーブした眼科材料302, 303によって包囲された色バランス層でもよい。追加の層及び/又

50

はコーティング、例えばARコーティングなどをシステムの1つ又はこれ以上の表面に配置してもよい。例えば、図4～図8Bに関して説明したシステムにおいて、類似の材料および構成をどのように使用できるかが理解されよう。

【0085】

こうして光学的な膜及び/又はコーティング、例えばARコーティングなどを使用して、吸収染料を有するレンズの全体スペクトル応答を微調整できる。可視光スペクトルに渡って透過率変化はよく知られており、光学コーティングの層厚および層数の関数として変化する。本発明において、1つ又はこれ以上の層を使用して、スペクトル特性の必要な調整を提供できる。

【0086】

例示のシステムでは、色変化は、 TiO_2 （普通のARコーティング材料）の単一層によって生成される。図16は、106nm厚の TiO_2 単一層のスペクトル透過率を示す。この同じ層の色プロットを図17に示す。図示した透過光のCIE色座標(x, y) 1710は(0.331, 0.345)である。反射光は(0.353, 0.251)のCIE座標1720を有し、紫色がかかったピンク色が得られた。

【0087】

図18と図19にそれぞれ示した134nm層についての透過スペクトルおよび色プロットで示しているように、 TiO_2 層の厚さが変化すると、透過光の色が変化する。このシステムにおいて、透過光は(0.362, 0.368)のCIE座標1910を示し、反射光は(0.209, 0.229)のCIE座標1920であった。種々のARコーティングの透過特性およびその予測または推定は、当分野で知られている。例えば、既知の厚さのAR材料で形成されたARコーティングの透過効果は、種々のコンピュータプログラムを用いて計算し予測できる。例示で制限されないプログラムは、"Essential Macleod Thin Films Software"(Thin Film Center社)、"TFCalc"(Software Spectra社)、"FilmStar Optical Thin Film Software"(FTG Software Associates社)などである。他の方法を使用して、ARコーティングや他の類似のコーティングまたは膜の挙動を予測することも可能である。

【0088】

本発明によるシステムにおいて、青色吸収染料を、コーティングまたは他の膜とを組み合わせ青色遮断かつ色バランスのシステムを提供してもよい。コーティングは、透過光及び/又は反射光の色を補正するように修正された、前側表面でのARコーティングでもよい。例示のARコーティングの透過率および色プロットを図20と図21にそれぞれ示す。図22と図23は、ARコーティング無しで青色吸収染料を有するポリカーボネート基板についての透過率および色プロットをそれぞれ示す。染色した基板は、430nm領域で最も強く吸収し、420～440nm領域での少しの吸収を含む。染色した基板は、図20～図21に示したように、適切なARコーティングとを組み合わせ、システムの全体透過率を増加させてもよい。後側ARコーティングを有する染色基板についての透過率および色プロットを図24と図25にそれぞれ示す。

【0089】

ARコーティングは、眼科システムの前面（即ち、システム着用者の眼から最も遠い表面）に付与してもよく、図26と図27にそれぞれ示す透過率および色プロットが得られる。システムは、高い透過率を示し、透過光は比較的中性であるが、反射光は(0.249, 0.090)のCIEを有する。従って、青色吸収染料の効果をより完全に色バランスさせるために、前側ARコーティングを修正して、必要な色バランスを達成し、中性色の構成を生成してもよい。

【0090】

この構成の透過率および色プロットを図28と図29にそれぞれ示す。この構成において、透過光および反射光の両方を最適化して、色の中立性を達成できる。内部反射光は約6%にすることが好ましいであろう。この反射率レベルがシステムの着用者にとって気に障る場合、この反射は、異なる波長の可視光を吸収する異なる追加吸収染料をレンズ基板

10

20

30

40

50

に添加することによってさらに低減できる。しかしながら、この構成の設計は、顕著な性能を達成し、ここで説明したような青色遮断色バランス眼科システムのニーズを満足している。全体透過率は90%超であり、透過色および反射色の両方が中性色の白色ポイントに極めて接近している。図27に示すように、反射光は、(0.334, 0.334)のCIEを有し、透過光は、(0.341, 0.345)のCIEを有し、色シフトが殆ど無いが、皆無であることを示している。

【0091】

いくつかの構成では、前側の修正した反射防止コーティングは、抑制すべき青色光波長の100%を遮断するように設計できる。しかしながら、これは、着用者にとって約9%~10%の後方反射を生じさせることがある。このレベルの反射率は、着用者にとって気に障ることがある。こうして、この反射率のレンズ基板への吸収染料と、前側の修正した反射防止コーティングとの組合せにより、着用者によって充分許容されるレベルまで反射率の低減とともに所望の効果を達成できる。1つ又はそれ以上の反射防止コーティングを含むシステムの着用者によって観察される反射光は、8%又はそれ以下、より好ましくは3%又はそれ以下に低減できる。

10

【0092】

前側および後側のARコーティングの組合せは、誘電体スタックと称することがあり、種々の材料および厚さを用いて、眼科システムの透過特性および反射特性をさらに変更できる。例えば、前側ARコーティング及び/又は後側ARコーティングは、異なる厚さ及び/又は材料で製作して、特定の色バランス効果を達成してもよい。いくつかの場合、誘電体スタックを作成するために用いる材料は、反射防止コーティングを作成するために従来から用いられている材料でなくてもよい。即ち、色バランスコーティングは、反射防止機能を実施せずに、基板内の青色吸収染料によって生ずる色シフトを修正してもよい。

20

【0093】

前述のように、フィルタは、青色遮断のための他の手法である。従って、説明した青色遮断要素のいずれもが、青色遮断フィルタでもよく、青色遮断フィルタを含んでもよく、青色遮断フィルタとの組合せでもよい。こうしたフィルタは、ルーゲート(Rugate)フィルタ、干渉フィルタ、バンドパスフィルタ、バンド遮断フィルタ、ノッチフィルタまたはダイクロイック(dichroic)フィルタを含む。

【0094】

本発明の実施形態において、上述した青色遮断手法の1つ又はそれ以上は、他の青色遮断手法とともに使用してもよい。一例ではあるが、レンズまたはレンズ要素は、染料/着色剤およびルーゲートノッチフィルタの両方を利用して青色光を効率的に遮断できる。

30

【0095】

上述した構造および手法のいずれもが、400~460nmまたはその近傍の青色光波長の遮断を実施するために、本発明に係る眼科システムにおいて採用できる。例えば、実施形態において、遮断される青色光波長は所定の範囲内でもよい。実施形態において、この範囲は430nm±30nmでもよい。他の実施形態において、この範囲は430nm±20nmでもよい。さらに他の実施形態では、この範囲は430nm±10nmでもよい。実施形態において、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ90%に制限してもよい。他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ80%に制限してもよい。他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ70%に制限してもよい。他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ60%に制限してもよい。他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ50%に制限してもよい。他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ40%に制限してもよい。さらに他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波

40

50

長のほぼ20%に制限してもよい。さらに他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ10%に制限してもよい。さらに他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ5%に制限してもよい。さらに他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ1%に制限してもよい。さらに他の実施形態では、眼科システムは、上で定義した範囲内の青色波長の透過率を、入射波長のほぼ0%に制限してもよい。換言すると、上述の特定範囲における波長での電磁スペクトルの眼科システムによる減衰は、少なくとも10%、または少なくとも20%、または少なくとも30%、または少なくとも40%、または少なくとも50%、または少なくとも60%、または少なくとも70%、または少なくとも80%、または少なくとも90%、または少なくとも95%、または少なくとも99%、またはほぼ100%であってもよい。

【0096】

ある場合には、例えば、400nm~460nm領域など、青色スペクトルの比較的小さい部分をフィルタ除去することが特に望ましいであろう。例えば、青色スペクトルを遮断し過ぎると、暗所視および概日リズムを妨害するが判明している。従来の青色遮断眼科レンズは、典型的には、広範囲に渡って大量の青色スペクトルを遮断しており、これは着用者の「体内時計」に悪い影響を与えたり、他の悪影響を及ぼすことがある。こうして、ここで説明しているように、比較的狭い範囲の青色スペクトルを遮断することが望ましいであろう。比較的狭い範囲かつ比較的少ない量の光をフィルタ除去できる例示のシステムは、400nm~460nm、410nm~450nm、および420nm~440nmの波長を有する光の5~50%、5~20%および5~10%を遮断または吸収するシステムを含む。

【0097】

上述したように、青色光の波長が選択的に遮断されると同時に、視覚電磁スペクトルの他の部分の少なくとも80%、少なくとも85%、少なくとも90%、または少なくとも95%は眼科システムを透過してもよい。換言すると、青色光スペクトル外側の波長、例えば、430nm辺りの範囲以外の波長の電磁スペクトルの眼科システムによる減衰は、20%又はそれ以下、15%又はそれ以下、10%又はそれ以下でもよく、他の実施形態では5%又はそれ以下でもよい。

【0098】

さらに、本発明の実施形態は、紫外線放射、UVAおよびUVBスペクトル帯、そして700nmより長い波長の赤外線放射を遮断してもよい。

【0099】

上述した眼科システムのいずれも、例えば、眼鏡、サングラス、ゴーグルまたはコンタクトレンズなどの外部着用眼鏡類(eyewear)を含む、眼鏡類の物品の中に組み込んでよい。こうした眼鏡類では、システムの青色遮断要素は色バランス要素の後側にあるため、眼鏡類を着用したとき、青色遮断要素は、常に色バランス要素よりも眼に接近することになる。この眼科システムは、手術で移植可能な眼内レンズなどのような製造物品に使用することも可能である。

【0100】

ここで使用したように、ある要素がある波長範囲を「選択的に抑制」または「選択的にフィルタ除去」するとは、その範囲内で少なくともある程度の透過を抑制しつつ、その範囲外の可視波長の透過に対する影響が殆ど無いか、または皆無である場合である。例えば、選択フィルタが400~460nmの波長をフィルタ除去する場合、それはこれらの波長のみを減衰し、他の可視波長を減衰しない。選択フィルタは、選択した範囲の外にある波長を減衰しない場合でも、フィルタは、システム内で1つ又はそれ以上の他のフィルタ、例えば、UVフィルタ、IRフィルタ、または、異なる(重なる可能性がある)選択範囲を目的とした他の選択フィルタと組み合わせてもよい。

【0101】

二重フィルタシステムの一実施形態が米国公開第2008/0291392号によって

提供され、これは参照により全体としてここに組み込まれる。選択した波長範囲内の減衰は、その範囲内に実質的に一致させることができ（ルーゲートフィルタなど）、または、その範囲内での減衰レベルを変化できる（吸収ピークを持つ染料など）。同様に、「選択した範囲」とは、選択フィルタによって減衰した波長範囲を表す。「青色光波長の選択した範囲」とは、400～500nmの青色光波長のある範囲を意味し、400～500nmの全体範囲を包囲していない。こうして選択フィルタが、可視光の全体スペクトルよりも減衰せず、好ましくは、青色光波長の全体スペクトル（400～500nm）よりも減衰しない。

【0102】

幾つかの実施形態は、膜(film)を用いて青色光を遮断している。眼科システムまたは他のシステムでの膜は、400nm～460nmの範囲内の青色光の少なくとも5%、少なくとも10%、少なくとも20%、少なくとも30%、少なくとも40%、及び/又は少なくとも50%を選択的に抑制してもよい。膜及び/又は、この膜を組み込んだシステムは、色バランス化が可能であり、観察者及び/又は使用者が無色として知覚することを可能にする。本発明に係る膜を組み込んだシステムは、85%またはそれより優れた可視光の暗所視感透過率を有し、膜またはシステムを通して眺める者はほぼ正常な色覚を有することができる。

10

【0103】

図30は、本発明の例示の実施形態を示す。膜3002は、1つ又はそれ以上のベース材料3001、3003からなる2つの層または領域の間に配置できる。ここでさらに説明するように、この膜は、特定波長の光を選択的に抑制する染料を含有できる。ベース材料は、レンズ、眼科システム、窓または、この膜を配置できる他のシステムにとって適した任意の材料であってよい。

20

【0104】

本発明に係る例示の膜の光学透過率特性を図31に示しており、430nm±10nmの範囲の青色光の約50%が遮断され、一方、可視スペクトル内の他の波長では最小損失を付与している。図31に示す透過率は例示的であり、多くの用途では、青色光の50%未満を選択的に抑制し、及び/又は、抑制された特定の波長を変更できることが望ましいことは理解されよう。多くの用途では、青色光の50%未満を遮断することによって、細胞死を減少または防止できると考えられている。例えば、400～460nmの範囲の光の約40%、より好ましくは約30%、より好ましくは約20%、より好ましくは約10%、より好ましくは約5%を選択的に抑制することが好ましいであろう。より少ない量の光を選択的に抑制することにより、高いエネルギーの光に起因した損傷を防止できるとともに、その抑制がシステムの利用者における暗所視及び/又は概日サイクルに悪影響を及ぼさないように十分に最小なものにできる。

30

【0105】

図32は、本発明に係る眼科レンズ3200の中に組み込んだ膜3201を示し、それは眼科材料3202、3203からなる層の間に挟まれている。眼科材料の前側層の厚さは、一例ではあるが、200ミクロン～1000ミクロンの範囲である。

【0106】

同様に、図33は、例えば、自動車フロントガラスなど、本発明に係る例示のシステム3300を示す。膜3301は、システム3300に組み込む可能であり、ベース材料3302、3303からなる層の間に挟まれている。例えば、システム3300が自動車フロントガラスである場合、ベース材料3302、3303は、一般に使用されているような風防ガラスでもよい。視覚システム、表示システム、眼科システムおよび他のシステムを含む、種々の他のシステムでは、本発明の範囲を逸脱することなく、異なるベース材料が使用できることは理解されよう。

40

【0107】

一実施形態では、本発明に係るシステムは、関連した放出可視光が極めて特有のスペクトルを有する環境において動作可能である。こうした状況では、膜のフィルタリング効果

50

を調整して、透過光、反射光または物品の放射光を最適化することが望ましいであろう。これは、例えば、透過光、反射光または放射光の色が第一の関心事である場合であろう。例えば、本発明に係る膜をカメラフラッシュまたはフラッシュフィルタ内に使用したり、共に使用する場合、画像またはプリントの知覚色を可能な限り真の色に近づけることが望ましいであろう。他の例として、本発明に係る膜は、患者の眼の後側の疾患を観察するための機器に使用してもよい。こうしたシステムにおいて、膜が、網膜の真の観察色を妨害しないことが重要であろう。他の例として、ある形態の人工照明が、本発明に係る膜を利用した波長特注フィルタから利益を得るであろう。

【0108】

一実施形態において、本発明の膜は、フォトクロミック、エレクトロクロミックまたは着色可変である眼科レンズ、窓または自動車フロントガラスにおいて利用できる。こうしたシステムは、着色が活性でない環境において、UV光波長、直射日光の強度および青色光波長からの保護を可能にする。本実施形態では、膜の青色光波長保護属性は、着色が活性であるかどうかに関係なく有効であろう。

【0109】

一実施形態において、膜は、青色光の選択的抑制を可能にしつつ、色バランスをとり、可視光の85%又はそれ以上の暗所視視感透過率を有するようになる。こうした膜は、運転眼鏡またはスポーツ眼鏡など、低い光透過率の用途に有用であり、高いコントラスト感度のため高い視機能を提供できる。

【0110】

幾つかの用途では、本発明に係るシステムにとって、ここで説明したように青色光を選択的に抑制し、そして、可視スペクトルに渡って約85%未満、典型的には約80~85%の視感透過率を有することが望ましい。これは、例えば、システムに使用したベース材料が、より高い屈折率に起因して全ての可視波長に渡ってより多くの光を抑制する場合であろう。具体例として、高屈折率(例えば、1.7)レンズは、波長に渡ってより多くの光を反射でき、85%未満の視感透過率が得られる。

【0111】

従来青色遮断システムに存する問題を回避、低減または排除するために、光毒性の青色光の透過率を排除するのではなく、低減することが望ましいであろう。眼の瞳孔は、入射束と、網膜および瞳孔の投影面積の波長依存感度との積である明所視網膜照度(単位:トロランド(troland))に反応する。網膜の前方に配置されたフィルタは、眼内レンズのように眼の中であっても、コンタクトレンズまたは角膜置換のように眼に装着されたものであっても、眼鏡レンズのように眼の光路内であっても、網膜に達する光束全体を減少させ、瞳孔の拡張を刺激し、そして視野照度の減少を補償できる。視野内の安定した輝度に露出すると、瞳孔直径は、一般に、ある値付近で変動し、これは輝度の低下とともに増加する。

【0112】

論文(Moon and Spencer, J. Opt. Soc. Am. v. 33, p. 260 (1944))に記載された、瞳孔エリアと視野照度との間の関数関係は、瞳孔直径について下記式を用いている。

【0113】

【数1】

$$d = 4.9 - 3 \tanh(\text{Log}(L) + 1) \quad (0.1)$$

【0114】

ここで、dは、単位ミリメートルであり、Lは、照度(単位cd/m²)である。図34Aは、瞳孔直径(mm)を視野照度(cd/m²)の関数として示す。図34Bは、瞳孔エリア(mm²)を視野照度の関数として示す。

照度は、国際CIE規格によって、波長に対する視覚感度のスペクトル重み付け積分として定義される。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 5 】

【 数 2 】

$$\begin{aligned} L &= K_m \int L_{e,\lambda} V_\lambda d\lambda && \text{明所視} \\ L' &= K'_m \int L_{e,\lambda} V'_\lambda d\lambda && \text{暗所視} \end{aligned} \quad (0.2)$$

【 0 1 1 6 】

ここで、 K_m' は、暗所視（夜）では 1700.061 m/W に等しく、明所視（日中）では $K_m = 683.21 \text{ m/W}$ である。スペクトル視感効率関数 V および V' は、例えば、論文 (Michael Kalloniatis and Charles Luu, "Psychophysics of Vision", <http://webvision.med.utah.edu/Phychl.html>, last visited August 8, 2007) の図 9 に示されており、この論文は参照によりここに組み込まれる。

【 0 1 1 7 】

眼内レンズ、コンタクトレンズまたは眼鏡レンズの形態である吸収性眼科レンズの挿入は、下記の式に従って照度を減少させる。

【 0 1 1 8 】

【 数 3 】

$$\begin{aligned} L &= K_m \int T_\lambda L_{e,\lambda} V_\lambda d\lambda && \text{明所視} \\ L' &= K'_m \int T_\lambda L_{e,\lambda} V'_\lambda d\lambda && \text{暗所視} \end{aligned} \quad (0.3)$$

【 0 1 1 9 】

ここで、 T は光学要素の波長依存透過率である。先行技術の青色遮断レンズの各々について式 1.2 から計算した、フィルタなし照度値に対して正規化した式 1.3 の積分値を、下記の表 1 に示す。

【 0 1 2 0 】

【 表 1 】

参照	図番	明所視比	暗所視比
フィルタなし		1.000	1.000
Pratt特許430		0.280	0.164
Mainster(公開2005/0243272)		0.850	0.775
本システム	35	0.996	0.968
本システム	36(実線)	0.993	0.947
本システム	37	0.978	0.951

【 0 1 2 1 】

表 1 を参照して、Pratt に係る眼科フィルタは、暗所視感度を、フィルタなし値の 83.6% だけ減少させており、こうした減衰は暗所視を低下させ、式 1.1 に従って瞳孔の拡張を刺激するようになる。Mainster が記載したデバイスは、22.5% だけ暗所視束を減少させており、これは Pratt のデバイスより深刻ではないが、依然として顕著である。

【 0 1 2 2 】

これに対して本発明に係る膜は、吸収性または反射性の眼科要素を用いて青紫色光を部分的に減衰しつつ、暗所視照度はフィルタなし値の 15% しか減少させていない。驚異なことに、本発明に係るシステムは、青色光の所望の領域を選択的に抑制しつつ、明所視および暗所視に対する影響が殆ど無いか、皆無であることが判明した。

【 0 1 2 3 】

一実施形態において、ペリレン ($C_{20}H_{12}$ 、CAS # 198-55-0) を、43

7 nmの吸収最大で光の約2/3の光を吸収するのに十分な濃度および厚さで、眼科デバイスに組み込んでいる。このデバイスの透過スペクトルを図35に示す。このフィルタから生じる照度の変化は、表1に示したように、暗所視観察条件で約3.2%だけであり、明所視観察条件で約0.4%だけである。デバイス中のペリレンの濃度または厚さを増加させると、ベール(Beer)の法則に従って各波長での透過率が減少する。図36は、図6の場合の2.27倍のペリレン濃度を持つデバイスの透過スペクトルを示す。このデバイスは、図6に示すデバイスより多くの光毒性青色光を選択的に遮断するが、暗所視照度を6%未満だけ減少させ、明所視照度を0.7%未満だけ減少させる。染料による吸収の効果だけを示すために、図35と図36におけるスペクトルから反射を除去していることに留意する。

10

【0124】

ペリレン以外の染料は、青色またはほぼ青色の波長範囲で強い吸収を有し、可視スペクトルの他の領域での吸収が殆ど無いが皆無であることがある。こうした染料の例は、図46に示すように、ポルフィリン系(porphyrin)、クマリン系(coumarin)、アクリジン(acridine)系の分子を含み、これらは単独または組み合わせて使用し、400 nm ~ 460 nmで減少した(除外されず)透過率を付与する。従って、ここで説明した方法およびシステムは、ペリレン、ポルフィリン、テトラメシチルポルフィリンマグネシウム(MgTMP)、クマリンおよびアクリジン、またはこれらの誘導体の透過スペクトルを模倣する濃度で、他の分子構造をベースとした類似の染料を使用してもよい。

20

【0125】

一実施形態において、選択フィルタが、ここで提供した1つ又はそれ以上の例示の染料の透過スペクトルを模倣している。ここで提供した染料は、代替の材料を用いて類似のフィルタを設計する基準フィルタとして使用する。フィルタが、ほぼ同じ波長をフィルタ除去することによって、基準フィルタの透過スペクトルを模倣できる。例えば、模倣フィルタが、範囲の一端または両端で、基準フィルタ $\pm 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25$ または30個の波長とほぼ同じ波長範囲をフィルタ除去できる。他の実施形態では、フィルタは、選択した波長をほぼ同じ抑制レベルにフィルタ除去することによって、基準フィルタの透過スペクトルを模倣できる。例えば、基準フィルタの最大抑制(または最小透過率)および模倣フィルタの最大抑制(または最小透過率)は、相互の約1, 3, 5, 7, 10, 15, 20, 25または30%内にできる。他の実施形態

30

【0126】

本発明の実施形態に係る光路中への染料の挿入は、光学製造分野の熟練者にとって精通した多様な方法によって達成してもよい。染料は、基板中に直接組み込んだり、ポリマーコーティングに添加したり、レンズ中に吸収したり、染料含浸層を含む積層構造の中に組み込んだり、染料含浸マイクロ粒子との複合材料としてもよい。

【0127】

本発明の他の実施形態によれば、青紫色スペクトル領域で部分的に反射性で、より長波長で反射防止性である誘電体コーティングを付与してもよい。適切な誘電体光学フィルタを設計するための方法が、例えば、文献(Angus McLeod, Thin Film Optical Filters (McGraw-Hill: NY) 1989)において要約されている。本発明に係るSiO₂およびZrO₂の6層スタックについて例示の透過スペクトルを図37に示す。再び表1を参照して、この光学フィルタは、光毒性の青紫色光を遮断しつつ、暗所視照度を5%未満だけ減少させ、明所視照度を3%未満だけ減少させていることが判る。

40

【0128】

従来の多くの青色遮断技術は、可能な限り多くの青色光を抑制することを試みているが、現在の研究は、多くの用途において比較的少ない量の青色光を抑制することが望ましいであろうことを提言している。例えば、暗所視に対する不要な影響を防止するために、本発明に係る眼科システムにとって、青色(即ち、380~500 nm)波長光の約30%だけ、より好ましくは青色光の約20%だけ、より好ましくは約10%だけ、より好まし

50

くは約5%だけを抑制することが望ましいであろう。青色光の5%程度を抑制することによって細胞死が減少するとともに、この程度の青色光減少では、システム使用者の暗所視及び/又は概日挙動への影響が殆ど無いか、皆無であると考えられる。

【0129】

ここで使用したように、青色光を選択的に抑制する本発明に係る膜は、膜を組み込んだベースシステムに対してある量の測定光を抑制するものとして説明している。例えば、眼科システムは、ポリカーボネートまたは他の類似のレンズ用ベースを使用してもよい。こうしたベース用に典型的に使用される材料は、可視波長において種々の量の光を抑制することがある。本発明に係る青色遮断膜をシステムに追加した場合、膜が無い状態で同じ波長で透過する光の量に対して測定したとき、それは、全ての青色波長の5%、10%、20%、30%、40%及び/又は50%を選択的に抑制できる。

10

【0130】

ここで開示した方法およびデバイスは、青色遮断から生じる色知覚のシフトを最小化し、好ましくは排除できる。人間の視覚システムによって知覚される色は、異なるスペクトル応答特性を持つ網膜色素に入射する光信号の神経処理によって得られる。色知覚を数学的に記述するために、3つの波長依存等色関数(color matching function)とスペクトル放射照度(irradiance)との積を積分することによって色空間が構築される。その結果、知覚した色を特徴付ける3つの数字が得られる。一様な(L^* , a^* , b^*)色空間は、CIE (Commission Internationale de L'eclairage)によって確立されたものであり、知覚色を特徴付けるために使用できる。しかし、代替の色度標準をベースとした類似の計算も色科学の分野の熟練者には知られており、使用してもよい。(L^* , a^* , b^*)色空間は、 L^* 軸上の輝度(brightness)を定義し、 a^* 軸および b^* 軸で定義される面内の色を定義する。

20

【0131】

例えば、このCIE規格で定義されるような一様な色空間は、計算および比較の用途にとって好ましいであろう。空間の座標距離は、2つの物体間での知覚色の差の大きさに比例するからである。一様な色空間の使用は、例えば、文献(Wyszecki and Stiles, Color Science: Concepts and Methods, Quantitative Data and Formulae (Wiley: New York) 1982)に記載されているように、一般にはこの分野で評価されている。

【0132】

ここで説明した方法およびシステムに係る光学設計は、マンセルマットカラーパレットであり、これは、互いにJND(丁度可知差異)となるように心理物理学の実験によって確立された1269個の色タイルからなる。これらのタイルのスペクトル放射照度は、標準の照明条件下で測定される。(L^* , a^* , b^*)色空間において、D65昼光発光体で照射されたこれらのタイルの各々に対応する色座標のレイは、色ひずみの基準であり、図38に示している。そして、色タイルのスペクトル放射照度は、青色遮断フィルタによって変調され、新しい組の色座標が計算される。個々のタイルは、(L^* , a^* , b^*)座標の幾何変位に対応した量だけシフトした知覚色を有する。この計算をPrattの青色遮断フィルタに適用した。ここで、平均色ひずみは、(L^* , a^* , b^*)空間において41個のJND(丁度可知差異)単位である。Prattフィルタによって生じる最小ひずみは19JND、最大ひずみは66JND、標準偏差は7JNDである。全1269個の色タイルについての色シフトのヒストグラムを図39A(上)に示す。

30

40

【0133】

次に図39Bを参照して、Mainster青色遮断フィルタによって生ずる色シフトは、最小値6JND、平均値19JND、最大値34JNDおよび標準偏差6JNDを有する。

【0134】

2つの濃度のペリレン染料またはここで説明した反射フィルタを用いた本発明の実施形態は、表2に示すように、平均ひずみ、最小ひずみまたは最大ひずみとして測定しても、従来のデバイスより実質的に小さい色シフトを有することができる。図40は、図35で

50

透過スペクトルを示した、本発明に係るペリレン染色基板についての色シフトのヒストグラムを示す。特に、全ての色タイルについてのシフトは、Mainster、Prattなどで記述された従来のデバイスのものより実質的に低くて狭いことが観察された。例えば、シミュレーションの結果は、本発明に係る膜について(L^* , a^* , b^*)シフトは、12 JNDおよび20 JND程度の低いシフトを示しており、全てのタイルについての平均シフトは7~12 JND程度に低いものであった。

【0135】

【表2】

参照	図番	Avg. δ (L^*, a^*, b^*)	Min. δ (L^*, a^*, b^*)	Max. δ (L^*, a^*, b^*)	Std. Deviation δ (L^*, a^*, b^*)
Pratt		41	19	66	12
Mainster		19	6	34	6
本システム	35	7	2	12	2
本システム	36	12	4	20	3
本システム	37	7	2	12	2

10

【0136】

一実施形態では、反射要素と吸収要素の組合せは、有害な青色光子をフィルタ除去しつつ、比較的大きい視感透過率を維持できる。これにより、本発明に係るシステムは、瞳孔拡張を回避または低減し、暗所視への損傷を保護または防止し、色ひずみを低減できる。この手法の一例は、図37に示した誘電体スタックと図35のペリレン染料とを組合せて、図41に示す透過スペクトルが得られる。このデバイスは、97.5%の明所視透過率、93.2%の暗所視透過率、および11 JNDの平均色シフトを有することが観察された。昼光中のマンセルタイルについてこのデバイスの色ひずみを要約したヒストグラムを図42に示す。

20

【0137】

他の実施形態では、眼科フィルタは、眼に対して外部にあり、例えば、眼鏡レンズ、ゴーグル、バイザー等である。従来のフィルタを使用した場合、外部の観察者が見たとき、着用者の顔色がレンズによって着色されてことがあり、即ち、他人から見たとき、典型的には顔色または肌の色合いが青色遮断レンズによってシフトする。青色光の吸収に付随するこの黄色の変色は、しばしば美容的に望ましくない。この色シフトを最小化するための手順は、マンセルタイルについて上述したものの同一であり、着用者の肌の反射率は、マンセル色タイルのものと置換している。肌の色は、色素沈着(pigmentation)、血流および照明条件の関数である。

30

【0138】

種々の人種の被検体からの一連の代表的な肌反射率スペクトルを図43A~図43Bに示す。白人被検体についての例示の肌反射率スペクトルを図44に示す。昼光(D65)照明におけるこの肌の(L^* , a^* , b^*)色座標は、(67.1, 18.9, 13.7)である。Pratt青色遮断フィルタの挿入は、これらの色座標を(38.9, 17.2, 44.0)に変化させ、69 JND単位のシフトになる。Mainster青色遮断フィルタは、色座標を17 JND単位だけ(62.9, 13.1, 29.3)へシフトさせる。これに対してここで説明したようなペリレンフィルタは、6 JNDの色シフト、またはMainsterフィルタの1/3の色シフトを生じさせるだけである。種々の青色遮断フィルタを使用して昼光照明下で例示の白人肌の美容上の色シフトの要約を表3に示す。表1に示したデータは、ベース材料によって生ずる影響を除去するために正規化している。

40

【0139】

【表 3】

参照	図番	L*	a*	b*	$\delta(L^*,a^*,b^*)$
肌	14-15	67	19	14	0
Pratt		39	17	44	69
Mainster		63	13	29	17
本システム	35	67	17	19	6
本システム	36	67	15	23	10
本システム	37	67	17	19	6

10

【0140】

一実施形態では、発光体にフィルタをかけて、網膜に達する青色光束を、排除ではなく減少させてもよい。これは、ここで説明した原理を用いて、視野と照明光源との間にある吸収要素または反射要素を用いて達成してもよい。例えば、建築用の窓を、ペリレンを含有した膜で被覆し、その窓の透過スペクトルが図35に示す透過スペクトルと一致するようにしてもよい。こうしたフィルタは、コーティング無しの窓と比較した場合、瞳孔拡張を誘起することはない、あるいは、外部の日光が透過した場合に気付くほどの色シフトを生じさせない。本発明に係る青色フィルタは、蛍光灯、白熱電球、アーク灯、フラッシュランプおよびダイオードランプ、ディスプレイ等の人工発光体上で使用してもよい。

【0141】

種々の材料が本発明に係る膜を製作する際に使用できる。こうした2つの例示の材料が、ポリビニルアルコール(PVA)とポリビニルブチラル(PVB)である。PVA膜の場合、アセテート基を除去するためにポリ酢酸ビニルの部分加水分解または完全加水分解によって準備してもよい。PVA膜は、優れた膜の形成、乳化および接着特性のため望ましい。さらに、PVA膜は、高い引張り強度、柔軟性および高温安定性を有し、優れた酸素バリアを提供する。

20

【0142】

PVB膜は、ブタナール中のポリビニルアルコールの反応から準備してもよい。PVBは、高い強度、光透明性、柔軟性および堅牢性を必要とする用途に適するであろう。PVBはまた、優れた膜形成および接着特性を有する。

30

【0143】

PVA、PVBおよび他の適切な膜は、押し出し、溶液からの鋳造、スピン塗布後の硬化、または浸漬コート後の硬化を行ってもよい。この分野で知られている他の製造方法も使用できる。膜の所望のスペクトルプロファイルを生成するのに必要な染料を組み込む幾つかの方法が存在する。例示の染料組み込み方法は、気相成長、膜内の化学的架橋、小さなポリマー微小球内での溶解、そして膜内への組み込みを含む。適切な染料が、KeyStone、BPI & Phantom社などの会社から市販されている。

【0144】

眼鏡レンズの染色の多くは、レンズが製造者から出荷された後に行われる。従って、レンズ自体を製造する際に青色吸収染料を組み込むことが望ましいであろう。そのため、フィルタリングおよび色バランスの染料は、ハードコーティング及び/又は、レンズ材料に対するハードコーティングの接着を促進する関連のプライマーコーティングの中に組み込んでよい。例えば、プライマーコートおよび関連のハードコートがしばしば製造プロセスの終わりに眼鏡レンズまたは他の眼科システムの上部に添加され、最終製品についての追加の耐久性および擦り傷耐性が提供される。ハードコートは、典型的には、システムの最外層であり、システムの前面、後面または、前面および後面の両方に設けてもよい。

40

【0145】

図47は、ハードコーティング4703およびその関連する接着促進プライマーコート4702を有する例示のシステムを示す。例示のハードコーティングおよび接着促進プライマーコーティングは、例えば、Tokuyama、UltraOptics、SDC、

50

P P GおよびL T Iなどの製造者から入手できる。

【0146】

本発明に係るシステムにおいて、青色遮断染料および色バランス染料の両方をプライマーコーティング1802の中にも含めてもよい。青色遮断染料および色バランス染料の両方も、ハードコーティング1803の中にも含めてもよい。染料は、同じコーティング層の中にも含める必要はない。例えば、青色遮断染料をハードコーティング1803の中にも含め、色バランス染料をプライマーコーティング1802の中にも含めてもよい。色バランス染料をハードコーティング1803の中にも含め、青色遮断染料をプライマーコーティング1802の中にも含めてもよい。

【0147】

本発明に係るプライマーコートおよびハードコートは、スピン塗布、浸漬コーティング、スプレーコーティング、蒸着、スパッタリングおよび化学気相成長など、この分野で知られている方法を用いて堆積できる。各層に含まれる青色遮断染料および/または色バランス染料は、層と同時に堆積してもよく、例えば、染料を液体コーティング材料の中に溶解し、得られた混合物をシステムに付与する。染料は、別個のプロセスまたはサブプロセスにおいて堆積してもよく、例えば、染料を表面に噴霧した後、コートの硬化、乾燥または塗布を行ってもよい。

【0148】

ハードコート及び/又はプライマーコートは、膜に関してここで説明した機能を実行し、利点を達成してもよい。具体的には、コートは、青色光を選択的に抑制しつつ、望ましい明所視、暗所視、概日リズムおよび光毒性レベルを維持できる。ここで説明したハードコート及び/又はプライマーコートは、ここで説明したような膜を組み込んだ眼科システムの中で任意かつ種々の組合せで使用してもよい。具体例として、眼科システムは、青色光を選択的に抑制する膜と、色補正を提供するハードコートとを含んでもよい。

【0149】

本発明の選択フィルタは、増加したコントラスト感度も提供できる。こうしたシステムは、有害な不可視および可視の光を選択的にフィルタ除去しつつ、明所視、暗所視、色覚及び/又は概日リズムに対して最小の影響を有し、そして、許容または改善したコントラスト感度を維持するように機能する。本発明は、一定の実施形態において、選択フィルタが付与されたデバイスの最終残留色がほぼ無色になるように、そして、ほぼ透明な残留色を必要としない他の実施形態では残留色が黄色っぽくなるように定式化できる。好ましくは、選択型フィルタの黄色度は、被検者である個々の着用者にとって異論のないものである。黄色度は、例えば、A S T M E 3 1 3 - 0 5などの黄色度指数を用いて定量測定が可能である。好ましくは、選択フィルタは、せいぜい50、40、35、30、25、23、20、15、10、9、7または5である黄色度指標を有する。

【0150】

本発明は、選択光波長フィルタリングの実施形態、例えば、窓、自動車フロントガラス、電球、フラッシュ電球、蛍光照明、LED照明、テレビジョン、コンピュータモニタ等を含んでもよい。本発明によって網膜に入射する何れの光も選択的にフィルタ除去できる。本発明は、ほんの一例であるが、選択フィルタリング染料または色素を含む膜、基板の製造後に添加される染料または色素の成分、基板材料の製造または形成と一体化した染料成分、合成または非合成の色素、例えば、メラニン、ルテインまたはゼアキサントリン、コンタクトレンズのように、視界着色剤(1つ又はそれ以上の色を有する)として提供される選択フィルタリング染料または色素、眼科用擦り傷耐性コーティング(ハードコート)の中に設けられる選択フィルタリング染料または色素、眼科用反射防止コートの中に設けられる選択フィルタリング染料または色素、疎水性コーティング、干渉フィルタ、選択光波長フィルタの中に設けられる選択光波長フィルタリング染料または色素、フォトリソミックレンズの中に設けられる選択光波長フィルタリング染料または色素、または、電球または電球管のマトリックスの中に設けられる選択光波長フィルタリング染料または色素などによって実施できる。本発明は、1つの特定範囲の波長または複数の特定範囲の波長を

10

20

30

40

50

選択的にフィルタ除去するが、可視スペクトル全体に渡って波長を一様にフィルタ除去しない選択光波長フィルタを想定していることを指摘しておく。

【0151】

当業者は、選択光波長フィルタを基板材料にどのように提供するかは容易に判るであろう。ほんの一例であるが、選択フィルタは、基板の原料に吸収、注入、含浸、添加したり、重合前に樹脂に添加したり、選択フィルタ染料または色素を含む膜を用いて光レンズ内に層形成したりできる。

【0152】

本発明は、適切な濃度の染料及び/又は色素、例えば、ほんの一例であるが、ペリレン、ポルフィリンまたはこれらの誘導体などを利用してよい。図48を参照して、変化する濃度のペリレンおよび430nm付近の光波長を遮断する機能的能力を観察する。透過率レベルは、染料濃度によって制御できる。他の染料の化学的性質により、吸収ピーク位置の調整が可能である。

10

【0153】

適切な濃度レベルを持つペリレンは、明所視比率、暗所視比率、概日比率および光毒性比率でのバランスを提供しつつ、ほぼ無色の外観を維持できる。

【0154】

【表4】

参照	明所視 比率 - V_{λ} (%)	暗所視 比率 - V'_{λ} (%)	光毒性 比率 (B_{λ}) (%)	概日 比率 (M'_{λ}) (%)
フィルタなし	100	100	100	100
ポリカーボネート・未染色	88	87	86	74
Pratt	28	16	4	7
Mainster	86	78	39	46
Mainster (-20 nm シフト)	86	83	63	56
Mainster (+20 nm シフト)	84	68	15	32
HPOO染料(2x)	88	81	50	62
HPOO染料(x)	88	84	64	63
HPOO染料(x/2)	87	84	72	66
HPOO染料(x/4)	89	87	79	71

20

30

【0155】

コントラスト感度の増加が適切な濃度のペリレンで観察される。表4、例2を参照。本発明を実施するために、ほんの一例であるが、ペリレンをベースとした染料または色素のファミリーを使用していることを指摘しておく。こうした染料を使用する場合、実施形態または用途に依存して、染料が浸出しないように、基板または基板に付与されるコーティングに対して分子的または化学的に結合するように染料を形成できる。ほんの一例であるが、この用途は、コンタクトレンズ、IOL、角膜インレー、角膜アンレー等と共に使用できる。

40

【0156】

選択フィルタは、科学的知識が他の可視光波長を危険要因として発見すると、他のターゲット波長を阻止するように組み合わせが可能である。例えば、選択フィルタは、追加の危険要因が特定されると、1より多くのターゲット波長範囲を阻止するように組み合わせが可能である。一実施形態において、システムは、1) A2E発色団と関連した危険要因を低減する選択フィルタ、2) 他の特定した危険要因、例えば、可視光波長の危険要因を

50

低減する 1 又はそれ以上の追加フィルタ、を含む。

【0157】

本発明の一実施形態において、コンタクトレンズは、コンタクトレンズ材料から浸出しないように形成されたペリレン染料から成る。染料はさらに、黄色キャスト(cast)を有する着色を提供するように形成される。この黄色キャストは、着用者にハンドリングティント(handling tint)として知られているものを付与できる。ペリレン染料または色素はさらに、図48で示す選択フィルタリングを提供する。このフィルタリングは、明所視、暗所視、色覚または概日リズムに何れの意味においても妥協することなく、網膜の保護および改善したコントラスト感度を提供する。

【0158】

コンタクトレンズの本発明の実施形態の場合、染料または色素は、ほんの一例であるが、吸収によってコンタクトレンズの中に供与でき、その結果、染料または色素は、コンタクトレンズの中心の直径10mm以内の円の内側、好ましくは、着用者の瞳孔と一致するコンタクトレンズの中心の直径6~8mm以内に配置できる。本実施形態では、選択光波長フィルタリングを提供する染料または色素の濃度は、着用者にコントラスト感度の増加を提供するレベルまで増加し(コンタクトレンズを着用しない場合とは反対)、着用者の明所視、暗所視、色覚または概日リズム(の1つ又はそれ以上あるいは全て)に何れの意味においても妥協することがない。

【0159】

好ましくは、コントラスト感度の増加が、使用者のFACT(Functional Acuity Contrast Test: 正弦波格子テスト)の少なくとも約0.1、0.25、0.3、0.5、0.7、1、1.25、1.4または1.5という点数での増加によって説明される。着用者の明所視、暗所視、色覚及び/又は概日リズムに関して、眼科システムは、好ましくは、これらの特性のうちの一つまたは全てを、眼科システム無しの特性レベルの15%、10%、5%または1%以内に維持する。

【0160】

コンタクトレンズを利用する他の本発明の実施形態において、黄色みがかった着色を提供する染料または色素が設けられ、それはコンタクトレンズの中心の直径5~7mmに渡って配置され、第2色の着色がその中央着色の周囲に追加される。本実施形態では、選択光波長フィルタリングを提供する染料の濃度は、着用者に極めて良好なコントラスト感度を提供するレベルまで増加し、そしてまた、着用者の明所視、暗所視、色覚または概日リズム(の1つ又はそれ以上あるいは全て)に何れの意味においても妥協することがない。

【0161】

コンタクトレンズを利用するさらに他の本発明の実施形態において、染料または色素は、コンタクトレンズの直径全てに渡ってほぼ一方のエッジから他方のエッジまで配置するように設けられる。本実施形態では、選択光波長フィルタリングを提供する染料の濃度は、着用者に極めて良好なコントラスト感度を提供するレベルまで増加し、そしてまた、着用者の明所視、暗所視、色覚または概日リズム(の1つ又はそれ以上あるいは全て)に何れの意味においても妥協することがない。

【0162】

種々の本発明の実施形態を人間または動物の組織の内または上で使用した場合、染料は、インレー基板材料に化学結合するような方法で形成され、これにより染料が周囲の角膜組織中に浸出しないことを確保している。この結合を可能にする化学的フックを提供する方法は、化学産業およびポリマー産業において周知である。

【0163】

さらに他の本発明の実施形態において、眼内レンズは、黄色みがかった着色を有し、着用者に改善したコントラスト感度をさらに提供する選択光波長フィルタであって、着用者の明所視、暗所視、色覚または概日リズム(の1つ又はそれ以上あるいは全て)に何れの意味においても妥協しないような選択光波長フィルタを含む。選択フィルタを眼内レンズの上または内部で利用した場合、眼内レンズの外見は着用者を眺めている人には見えない

10

20

30

40

50

ため、染料または色素のレベルを眼鏡レンズより増加させることが可能である。これは、染料または色素の濃度を増加させる能力を実現し、より高いレベルの改善したコントラスト感度を提供し、着用者の明所視、暗所視、色覚または概日リズム（の1つ又はそれ以上あるいは全て）に何れの意味においても妥協しない。

【0164】

本発明のさらに他の実施形態において、眼鏡レンズが、ペリレンを有する染料を含む選択光波長フィルタを備え、染料の形成によりほぼ無色の外観を有する眼鏡レンズを提供している。さらに、着用者に改善したコントラスト感度を提供し、着用者の明所視、暗所視、色覚または概日リズム（の1つ又はそれ以上あるいは全て）に何れの意味においても妥協しない。本発明のこの特定の実施形態において、染料または色素は、眼鏡レンズの内部または表面上に配置された膜の内部に供与される。

10

【0165】

一実施形態において、システムは、青色遮断要素およびフォトクロミック要素の両方を含む。より詳細には、眼科システムは、約430nmの波長を含む青色光波長の選択範囲を選択的にフィルタ除去する青色遮断要素と、活性化した場合、青色光波長の選択範囲外にある波長を含む可視光をフィルタ除去するフォトクロミック要素とを含むことができる。要素記述語「フォトクロミック」と「青色遮断」は、必ずしも互いに排他的でない。例えば、フォトクロミック染料は、必然ではないが、青色光波長の少なくとも幾らかは遮断する。同様に、青色遮断要素は、フォトクロミックでも非フォトクロミックでもよい。一実施形態において、青色遮断要素は、非フォトクロミックであり、連続的な青色遮断機能、即ち、全てまたはほぼ全ての照明条件の下で青色遮断を提供する。青色遮断要素がフォトクロミックでもよい実施形態であっても、青色遮断要素は、全てまたはほぼ全ての照明条件の下で連続的に機能的であることが好ましい。こうして青色遮断要素は、フォトクロミック要素から独立して機能する。

20

【0166】

フォトクロミック青色遮断システムは、例えば、眼科レンズ（処方または非処方のレンズを含む）、眼鏡レンズ、コンタクトレンズ、眼内レンズ、角膜インレー、角膜アンレー、角膜移植、電気活性レンズ、自動車フロントガラス、または窓にできる。

【0167】

青色遮断要素は、ここで説明した青色遮断の実施形態のいずれでもよい。こうして一実施形態において、青色遮断要素は、少なくとも1つのペリレン、ポルフィリン、クマリン、アクリジン、およびこれらの誘導体のうちの少なくとも1つである。一実施形態において、青色遮断要素は、ペリレンまたはこの誘導体を含む。他の実施形態において、青色遮断要素は、ポルフィリンまたはこの誘導体、例えば、マグネシウム・テトラメシチルポルフィリン（MgTMP）などを含む。青色遮断要素は、染料の混合物を含んでもよい。

30

【0168】

一実施形態において、青色遮断要素は、青色光波長の選択範囲にある光の少なくとも10%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80%、90%、95%、99%または約100%を選択的にフィルタ除去する。青色光波長の選択範囲は、約430nm、例えば、 $430\text{nm} \pm 10$ 、20または30nmの波長を含んでもよい。他の実施形態において、青色光波長の選択範囲は、約420nm~約440nm、約410nm~約450nm、または約400nm~約460nmの波長を含む。

40

【0169】

フォトクロミックレンズ、例えば、トランジションズ・オブティカル(Transitions Optical)社で製造されたもの等は、先行技術として周知である。フォトクロミック要素は、特定の波長を有する光の活性化刺激によって活性化される。活性化したフォトクロミック要素は、システムを通過する透過率を減少させる。換言すると、活性化フォトクロミック要素は、システムを暗くする。活性化刺激（例えば、活性化波長）が除去されると、フォトクロミック要素は、増加した透過率で特徴付けされた不活性化状態に回復できる。

【0170】

50

一実施形態において、活性化システムでの可視スペクトルに渡る平均透過率は、不活性システムでの可視スペクトルに渡る平均透過率より少なくとも20%少ない。他の実施形態において、活性化は、可視スペクトルに渡る平均透過率を少なくとも約10%、20%、25%、30%、40%、50%、60%または70%だけ減少させる。

【0171】

一実施形態において、フォトクロミック要素は、外部照明条件、典型的には、活性化刺激の供給源での変動に対して素早く応答する。従って、一実施形態において、不活性フォトクロミック要素を活性化刺激に曝したとき、フォトクロミック要素は、10、7、5、4、3、2または1分未満で活性化状態に変換されるようになる。同様に、他の実施形態において、活性化刺激の除去時は、活性化フォトクロミック要素は、10、7、5、4、3、2または1分未満で不活性状態に変換されるようになる。

10

【0172】

例示のフォトクロミック染料は、これに限定されないが、トリアリールメタン(triaryl methanes)、スチルベン(stilbenes)、アザスチルベン(azastilbenes)、ニトロン(nitrones)、フルギド(fulgides)、スピロピラン(spiropyrans)、ナフトピラン(naphthopyrans)、スピロ-オキサジン(spiro-oxazines)、キノン(quinones)などである。

【0173】

フォトクロミック要素の選択は、部分的には所望の活性化刺激に依存するであろう。一実施形態において、フォトクロミック要素は、UVB、UVA、青色光、可視光および赤外波長の少なくとも1つによって活性化される。他の実施形態において、フォトクロミック要素は、UVB、UVAまたは赤外波長によって活性化される。UVB波長またはUVA波長を活性化刺激として選択することによって、フォトクロミック要素は、好都合には、屋外で活性化し、屋内で不活性化する。活性化刺激は、青色光または他の可視波長でもよいが、これらの実施形態は、屋内設定で暗くなるようにできるが、これは幾つかの用途にとって望ましくないかもしれない。代替として、青色遮断要素がフォトクロミック性でもある場合、この要素の活性化を維持できる活性化刺激を有し、屋内外での網膜の保護を行うことが望ましいであろう。

20

【0174】

さらに他の実施形態において、フォトクロミック要素は、約380nm~410nmの波長を有する光によって活性化される。米国特許第7166357号に記載されているように、この活性化刺激により、フォトクロミック要素は、UVフィルタ、例えば、自動車フロントガラスの後方で活性化できる。このことは、好都合には、車内の使用者に着用された状態で光反応性を維持できる眼科レンズを提供する。

30

【0175】

該システムは、UVフィルタ、例えば、UVAフィルタ及び/又はUVBフィルタなどをさらに含んでもよい。一実施形態において、UVフィルタは、どのフォトクロミック要素の活性化も妨害しない。これは、例えば、フォトクロミック要素の背後(後方)にUVフィルタを位置決めすることによって達成でき、その結果、UV光は、最初にフォトクロミック要素に入射し、そして、着用者に到達する前にUVフィルタによってフィルタ除去される。他の例において、UVフィルタは、フォトクロミック要素を活性化する波長をフィルタ除去せず、あるいは、少なくとも、活性化を妨害する程度まではフィルタ除去しない。

40

【0176】

フォトクロミック要素および青色遮断要素の両方を含むことによって、システムは、理想的には、青色光波長からの網膜保護を常に提供するとともに、外部照明条件に従って可視光の透過率を調整する。

【0177】

一実施形態において、活性化システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率より小さい。理論によって束縛されないが、青色光波長の選択範囲の平均透過率は、システムが活性化した場合に減少すると考

50

えられる。青色遮断要素およびフォトクロミック要素の両方が、追加の効果を生成する青色光波長の選択範囲をフィルタ除去するためである。この実施形態は、特に、活性化状態での網膜保護の改善を提供する。明るい照明条件は、瞳孔を拡張させて、網膜損傷の機会を増やすことになる。この実施形態では、明るい照明条件は、システムを活性化して、改善した青色保護を提供し、増えた露出から着用者を保護している。

【0178】

他の環境条件、例えば、温度変動、特に、より寒い温度は、青色光波長をフィルタ除去するフォトクロミックレンズ能力を弱めることがある。そして青色遮断要素を含むフォトクロミックシステムが、一定の環境条件下での網膜保護の減退を補償してもよい。

【0179】

他の実施形態では、活性化システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性状態にある同じシステムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率とほぼ同じである。一実施形態において、活性化システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、不活性システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率の50%、40%、30%、25%、20%、15%、10%、5%、3%または1%の範囲内である。さらに他の実施形態では、活性化システムでの青色光波長の選択範囲の平均透過率は、活性化システムでの可視スペクトルに渡る平均透過率の50%、40%、30%、25%、20%、15%、10%、5%、3%または1%の範囲内であり、その結果、活性化システムは、可視スペクトルに渡ってほぼ均一なフィルタリングを提供する。理論によって束縛されないが、眼科レンズの色バランス（例えば、白色光透過のCIE及び/又は黄色度）は、追加の青色光波長をフィルタ除去することによって著しく阻害され得ると考えられる。青色光波長の選択範囲の平均透過率をほぼ一定に維持することによって、色バランスはかなり維持できると考えられる。この実施形態は、改善した色バランスを提供しつつ、外部照明条件とは無関係に網膜保護を提供する。

【0180】

一実施形態において、優れた色バランスを有するフォトクロミック青色遮断システムを提供するために、フォトクロミック要素および青色遮断要素は、青色光波長の選択範囲に渡って本質的に非加算的效果を達成するように選択される。これは、例えば、活性化した場合、主として青色光波長の選択範囲外の波長をフィルタ除去するフォトクロミック要素を選択することによって達成できる。こうして活性化したフォトクロミック要素は、青色光波長の選択範囲の平均透過率に対して大きな影響を与えない。この目的に適した例示のフォトクロミック染料は、活性化した場合、約400nm、410nm、420nm、430nm、440nm、450nmまたは460nmより大きい波長を遮断するものである。他の実施形態では、フォトクロミック染料は、約430nm、440nm、450nmまたは460nmより大きい波長を選択的に遮断する。

【0181】

フォトクロミック青色遮断システムは、コントラスト感度、色バランス、色覚、明所視、暗所視、概日リズムなど、上述した有益な特性を達成するためにも使用できる。従って、一実施形態では、フォトクロミック青色遮断システムは、FACT (Functional Acuity Contrast Test: 正弦波格子テスト) で少なくとも約0.1, 0.25, 0.3, 0.5, 0.7, 1, 1.25, 1.4または1.5という点数だけ、コントラスト感度を増加させる。他の実施形態では、フォトクロミック青色遮断システムは、たかだか50, 40, 35, 30, 25, 23, 20, 15, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2または1未満の黄色度を有する。さらに他の実施形態において、フォトクロミック青色遮断システムは、不活性システム、活性化システム、不活性システムおよび活性化システムの両方を透過した場合、(0.33 ± 0.05, 0.33 ± 0.05) または (0.33 ± 0.02, 0.33 ± 0.02) のCIEを有する。

【0182】

青色遮断要素およびフォトクロミック要素は、例えば、ポリマー基板中に染料をコーティングまたは含浸させるなど、先行技術で知られている方法に従って準備できる。青色遮

10

20

30

40

50

断要素およびフォトリソミック要素の各々は、システムのどこでも独立して存在してもよく、あるいはシステム内、例えば、環状にまたは周辺部に局在してもよい。各要素は、独立層として存在できる。青色遮断要素は、フォトリソミック層と物理的に接触してもよく、あるいは、この層から（例えば、バリア層または他の介在する眼科要素によって）分離してもよい。青色遮断要素は、フォトリソミック要素の後方でもよく、逆もまた同様である。他の実施形態では、青色遮断要素およびフォトリソミック要素は、混合して、単一の基板またはコーティングの中に組み込んでよい。

【0183】

青色遮断要素は、約1 ppm～約50 ppm，約1 ppm～約20 ppm，約1 ppm～約10 ppm，約1 ppm～約5 ppm，約2 ppm～約10 ppmの濃度、あるいは、約1 ppm，2 ppm，3 ppm，4 ppm，5 ppm，6 ppm，7 ppm，8 ppm，9 ppm，10 ppm，12 ppm，15 ppm，17 ppm，20 ppm，25 ppm，30 ppm，35 ppmまたは50 ppmの濃度で存在できる。これらの濃度は、ペリレンおよびこの誘導体にとって特に有効であるが、当業者によって適切な濃度がいろいろな青色遮断染料に適合できる。

10

【0184】

上記で引用した全ての参考文献および刊行物の開示内容は、それぞれが参照により個別に組み込まれるのと同程度で、参照によってこれら全体として明示的に組み込まれる。

【0185】

当業者にとって理解されるように、種々の変更および変形が、本開示から明白であって、添付の請求項の範囲および精神の範囲内にあることを意図している。特定の実施形態については、下記の非限定的な例によってさらに説明している。

20

【0186】

(実施例)

(実施例1)

可変濃度の青色遮断染料を備えた一体膜を有するポリカーボネートレンズを製造し、図45に示すように、各レンズの透過率スペクトルを測定した。2.2 mmのレンズ厚さで、35，15，7.6および3.8 ppm（重量ベース）のペリレン濃度を使用した。各レンズについて計算した種々の計測指標を表4に示しており、図45中の参照符号に対応して参照を用いた。光の選択吸光度は、ベールの法則に従って、主として染料濃度とコーティング厚さの積に依存するため、ハードコートおよび/またはプライマーコートを、膜と共にまたは膜の代わりに使用して、同等の結果が達成可能であると考えられる。

30

【0187】

【表5】

レンズ	参照	明所視 比率 (V_{λ})	暗所視 比率 (V'_{λ})	概日 比率 (M'_{λ})	光毒性 比率 (B_{λ})
未フィルタ光 (レンズ無し)		100.0%	100.0%	100.0%	100.0%
ポリカーボネートレンズ (染色無し)	4510	87.5%	87.1%	74.2%	85.5%
3.8 ppm (2.2 mm)	4520	88.6%	86.9%	71.0%	78.8%
7.6 ppm (2.2 mm)	4530	87.0%	84.1%	65.9%	71.1%
15 ppm (2.2 mm)	4540	88.3%	83.8%	63.3%	63.5%
35 ppm (2.2 mm)	4550	87.7%	80.9%	61.5%	50.2%

40

【0188】

35 ppm染色レンズは別として、表4および図45に記載した全てのレンズは、380 nm未満のUV波長を抑制するために、眼科レンズシステムに典型的に使用されるUV染料を含む。明所視比率は、正常視力を示し、フィルタ透過率スペクトルおよびV（明

50

所視感度)の積分を、未フィルタ光およびこれと同じ感度曲線の積分で割った値として計算している。暗所視比率は、減光照明条件での視力を示し、フィルタ透過率スペクトルおよび V' (暗所視感度)の積分を、未フィルタ光およびこれと同じ感度曲線の積分で割った値として計算している。概日比率は、概日リズムに対する光の影響を示し、フィルタ透過率スペクトルおよび M' (メラトニン抑制感度)の積分を、未フィルタ光およびこれと同じ感度曲線の積分で割った値として計算している。光毒性比率は、高エネルギー光への露出によって生じる眼の損傷を示し、フィルタ透過率および B (有水晶体UV青色光毒性)の積分を、未フィルタ光およびこれと同じ感度曲線の積分で割った値として計算している。

【0189】

これらの値を計算するために使用した応答関数は、下記の文献に開示されたものに対応している。文献(Mainster and Sparrow, "How Much Blue Light Should an IOL Transmit?" Br. J. Ophthalmol., 2003, v. 87, pp. 1523-29)、文献(Mainster, "Intraocular Lenses Should Block UV Radiation and Violet but not Blue Light," Arch. Ophthalmol., v. 123, p. 550 (2005))、文献(Mainster, "Violet and Blue Light Blocking Intraocular Lenses: Photoprotection vs. Photoreception", Br. J. Ophthalmol, 2006, v. 90, pp. 784 -92)。

【0190】

幾つかの用途では、異なる光毒性曲線が適切であるが、計算方法は同じである。例えば、眼内レンズ(IOL)の用途では、無水晶体光毒性曲線を使用すべきである。さらに、光毒性光機構の理解が進展するとともに、新しい光毒性曲線が適用可能であろう。

【0191】

上述した例示データで示されるように、本発明に係るシステムは、青色光、特に、400nm~460nmの領域の光を選択的に阻止できるとともに、少なくとも約85%の明所視感透過率、そして、約80%未満、より好ましくは約70%未満、より好ましくは約60%未満、より好ましくは約50%未満の光毒性量を提供できる。前述のように、ここで説明した手法を用いて、95%又はそれ以上に達する明所視感透過率も達成可能であろう。

【0192】

ここで説明した原理は、多種多様な発光体、フィルタおよび肌の色合いに適用でき、光毒性の青色光のある部分をフィルタ除去しつつ、眼科レンズによる瞳孔拡張、暗所視感度、色ひずみを低減し、そして、デバイスを顔に着用した人間を眺めた観察者の視点からの外部眼科レンズの美容色を目的としている。

【0193】

本発明の幾つかの実施形態をここでは具体的に図示及び/又は説明している。しかしながら、本発明の変更および変形は、上記の教示によって網羅されており、本発明の精神および意図する範囲から逸脱することなく添付の請求項の範囲内であることは理解されよう。例えば、ここで説明した方法およびシステムは、特定の染料、誘電体光学フィルタ、肌の色合いおよび発光体の例を用いて説明したが、代替の染料、フィルタ、肌の色および発光体を使用できることは理解されよう。ここで用いた用語「a」「an」は、単数として個別に指定していない限りは、1つ又はそれ以上を意味する。

【0194】

(実施例2)

透明フィルタに対して1倍および2倍の染料濃度をコントロールとして用いて、9人の患者についてコントラスト感度を検査した。FACT (Functional Acuity Contrast Test: 正弦波格子テスト)に従って、9人の患者のうち7人が全体的に改善したコントラスト感度を示した。表6を参照。

【0195】

10

20

30

40

【表 6】

1倍および2倍のローディング(loading)を有する染料サンプルについてコントラスト感度検査。
 検査は、Maryland州、Havre de Grace市のVision Associates医院でAndy Ishak博士によって行った。
 検査は10人の患者からなり、それぞれ2つのフィルタでFACTコントラスト感度検査プロセスを用いた。

患者番号	検査国	Dotted A					Dotted B					Dotted C					Dotted D					Solid E					Total	Number (gr)	Number (rd)					
		NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO	Lt	Dk	NO				Lt	Dk			
1	JP	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	5	2	4
2	BJ	6	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	4	5	5
3	JB	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	4	4	5
4	AW	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	3	5	6
5	LL	7	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	2	4	2
6	TS	7	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	4	4	4
7	KS	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	1	0	0
8	OS	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	2	3	3
9	DK	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0
10	NK	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	4	8	9
Total		51	55	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	56	5	9	111
Avg		6.4	6.6	7.0	6.1	6.8	6.8	6.8	6.5	6.6	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	6.9	3.2	3.6	4.2
Delta		0.5	0.6						0.3	0.4																						0.6	1.0	
Better (gr)		4	5						3	4																						5	5	
Worse (rd)		2	1						2	1																						2	2	

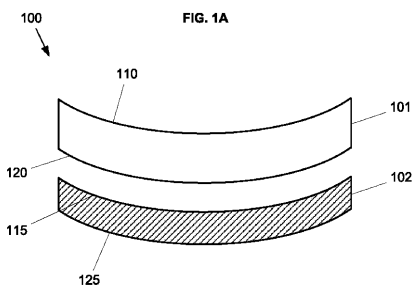
コメント:

- 患者番号8は除外した。この患者は60歳で、糖尿病患者で白内障である。
- 患者番号10は、片眼だけ検査した。
- 用語"dotted", "solid"は、患者の2つの眼について、これらが検査結果フォーム上でどのように見えたかを表す。
- 冒頭の"NO"は、透明フィルタ、即ち、コントロールを備えたレンズを表す。用語"Lt", "Dk"は、検査したフィルタへの染料ローディングを表す。
- 各患者について、第1ラインは実際の点数であり、第2ラインはフィルタ有り/なしとフィルタ無し「コントロール」との差分である。
- 緑色のマークの枠は、改善を示し、赤色のマークの枠は、否定的な結果を示す。
- 合計点(行22)は、全ての患者が特定の検査列で得た点数を加算している。
- 合計差分(行33)は、各患者が両眼で計5回の検査列(A~E)で全体で得た点数を示す。
- 各患者(患者番号10以外)は、差を取るために20回の機会を得た。2つの眼×5つの列の検査×2つのフィルタ
- "Better", "Worse"の番号(行27~28、列34~35)は、透明なコントロールに対して、フィルタを用いてより良い点数またはより悪い点数が得られた機会を単に加算している。

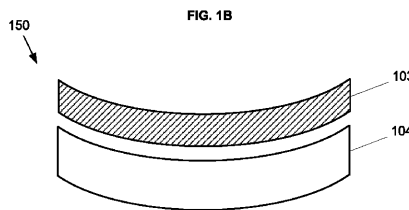
結果:

- 9人の患者のうち7人が全体的に改善したコントラスト感度結果を示した(列33~35)。
- 患者は、20回の機会うちの18回で全体的に両眼で改善を示した。(2つの眼×2つのフィルタ×5つのFACT列)(列27~28)
- 平均的には、患者は全20回の機会中で0.3~1.4だけ改善した。

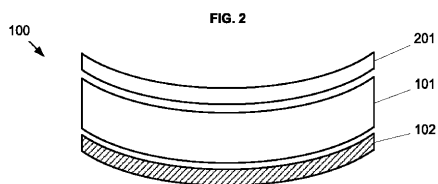
【図 1 A】



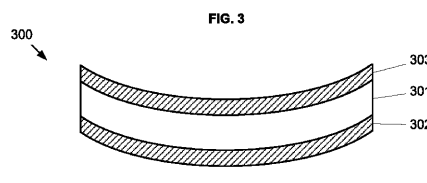
【図 1 B】



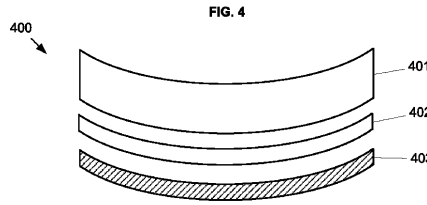
【図 2】



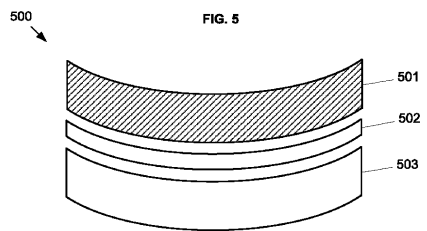
【図 3】



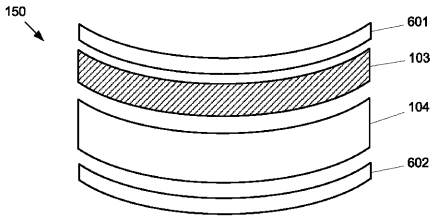
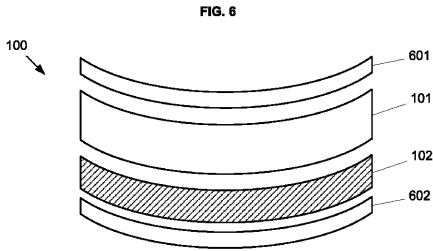
【図 4】



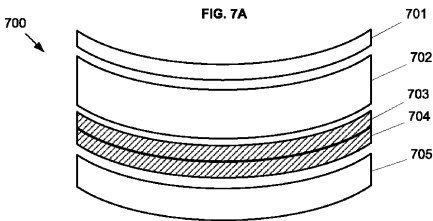
【図 5】



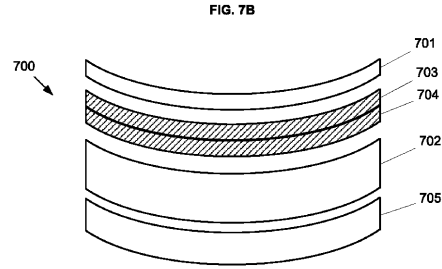
【 図 6 】



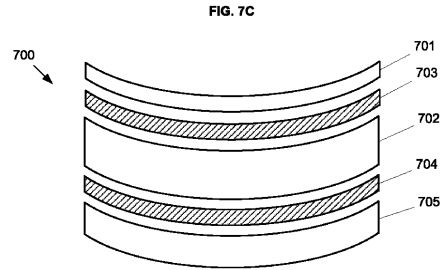
【 図 7 A 】



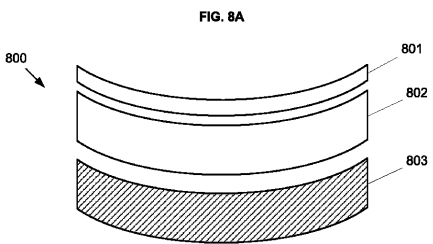
【 図 7 B 】



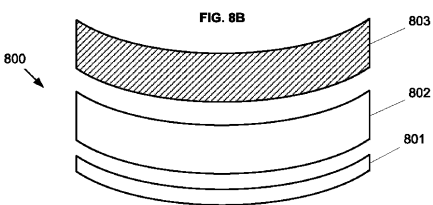
【 図 7 C 】



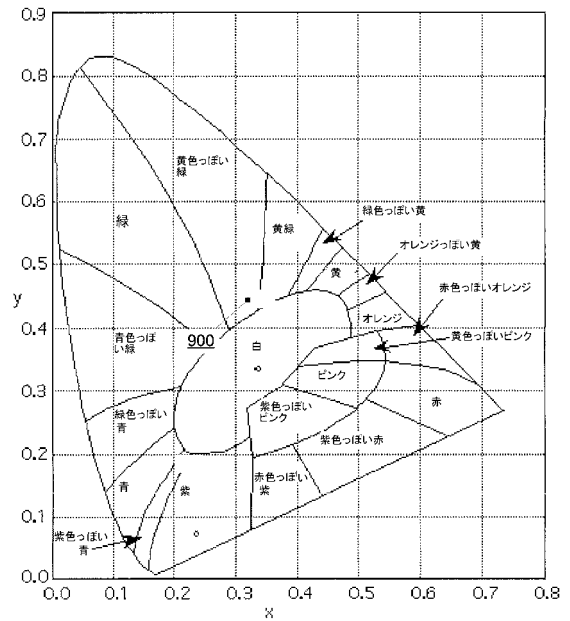
【 図 8 A 】



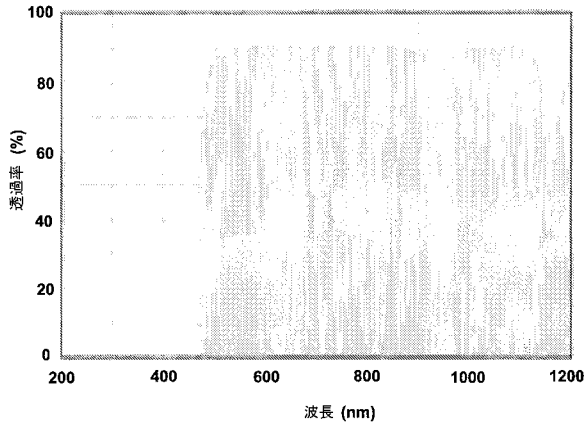
【 図 8 B 】



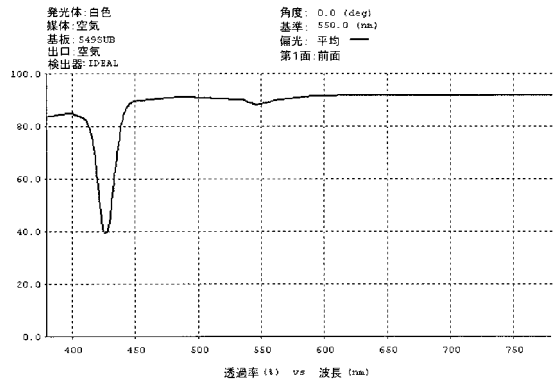
【 図 9 】



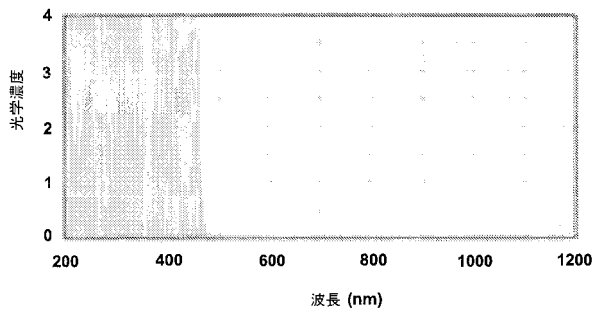
【 図 1 0 】



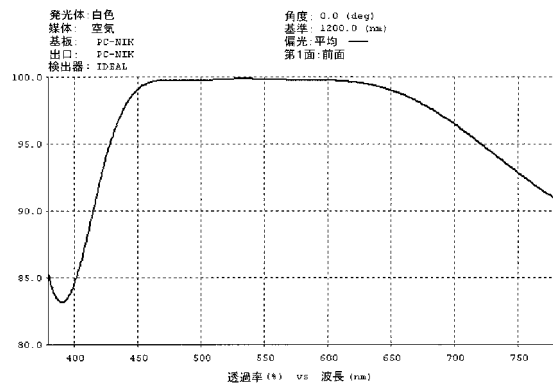
【 図 1 2 】



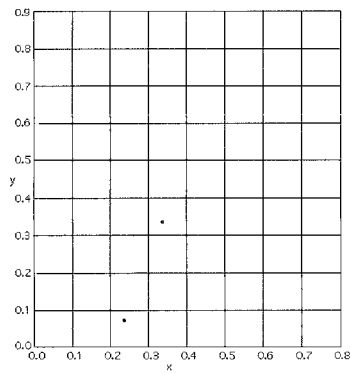
【 図 1 1 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】

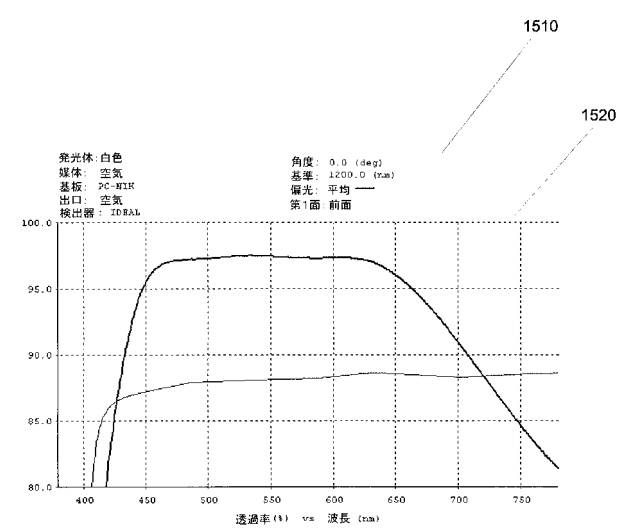


色標準 : 1931 CIE
 視野 : 2°
 偏光 : 平均
 基準白色 : CIE-C
 光源体 : 白色
 入射角 (deg): 0.0

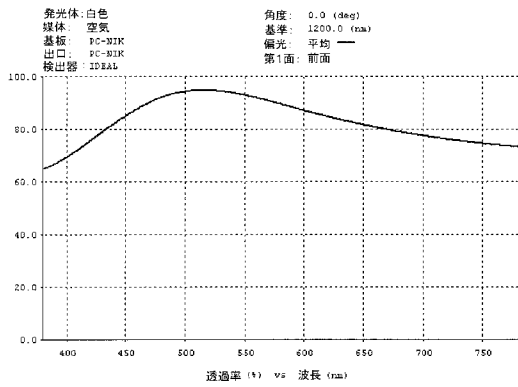
	Ref1	Trans
x座標	0.294	0.334
y座標	0.075	0.336
視感度 (%)	0.21	99.71
主波長 (nm)	N/A	591
補色波長 (nm)	564	480
刺激純度	0.833	0.118



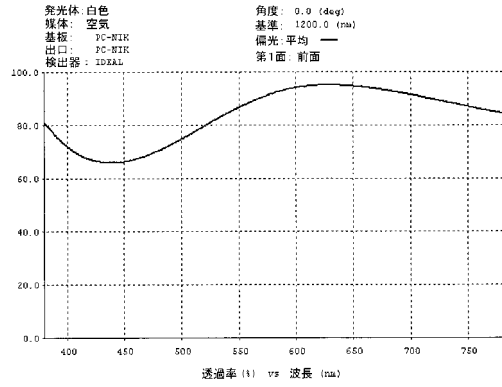
【 図 1 5 】



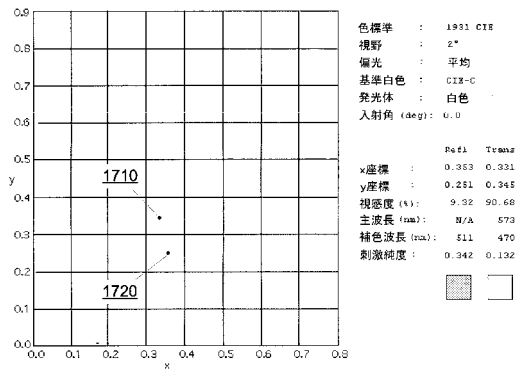
【 図 1 6 】



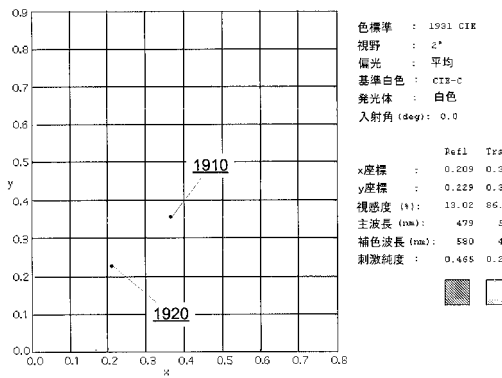
【 図 1 8 】



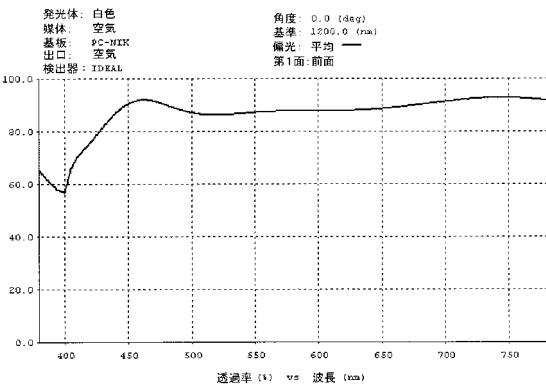
【 図 1 7 】



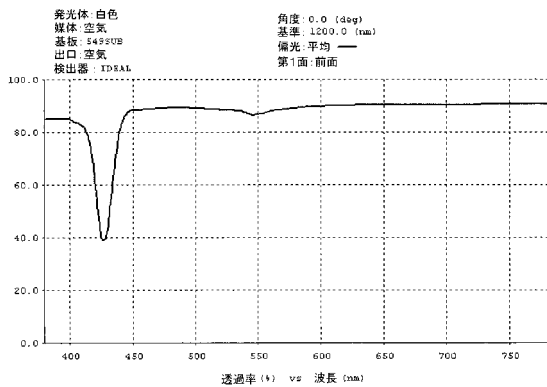
【 図 1 9 】



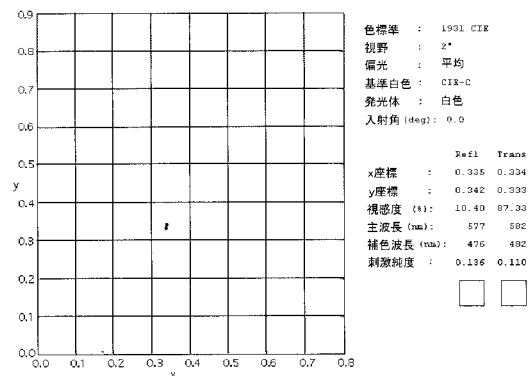
【 図 2 0 】



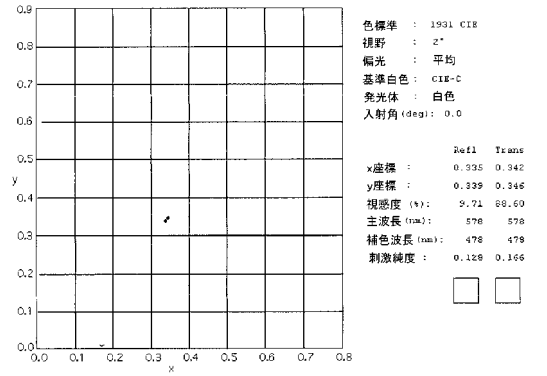
【 図 2 2 】



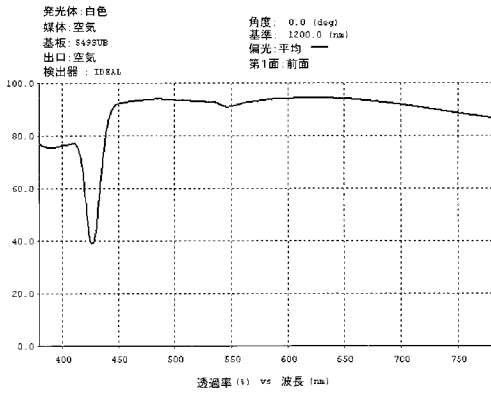
【 図 2 1 】



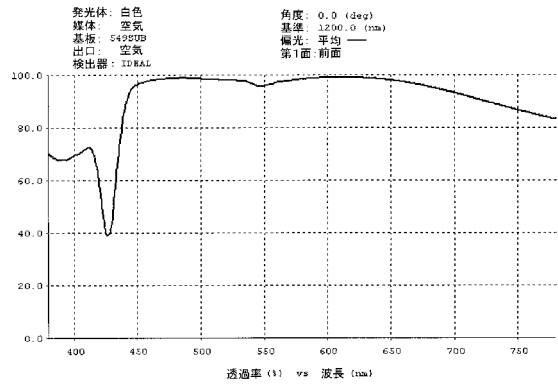
【 図 2 3 】



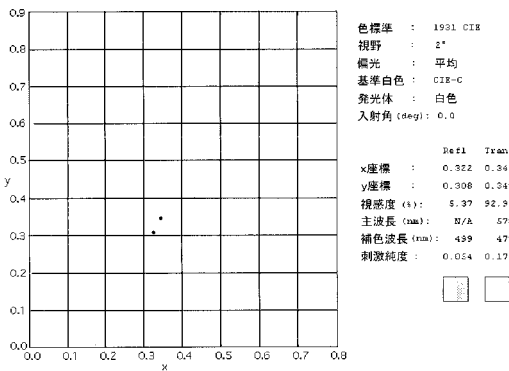
【図 2 4】



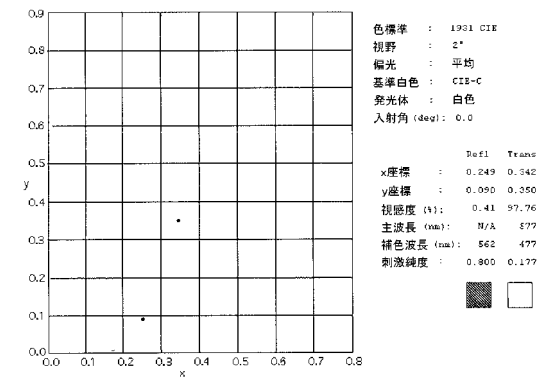
【図 2 6】



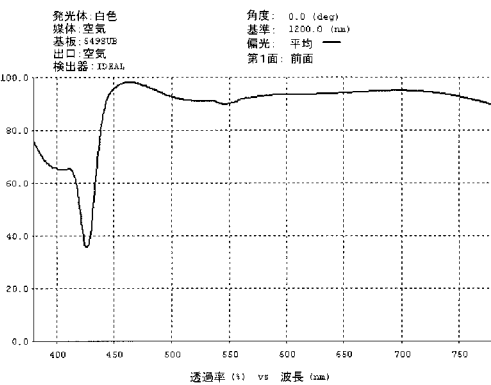
【図 2 5】



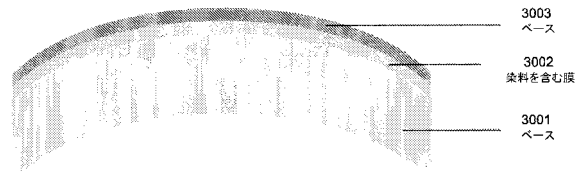
【図 2 7】



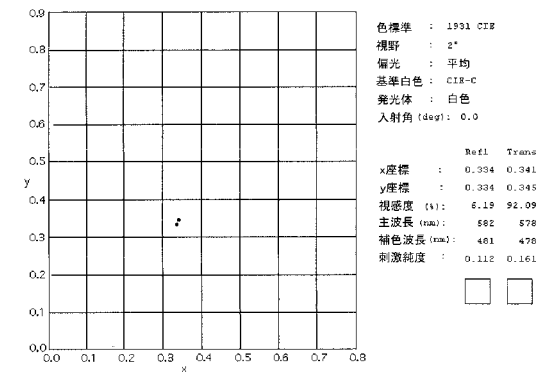
【図 2 8】



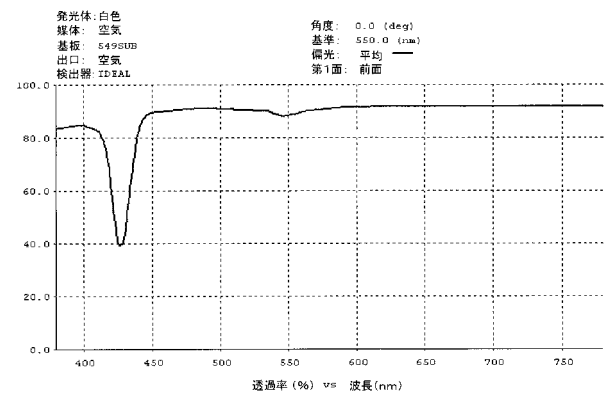
【図 3 0】



【図 2 9】

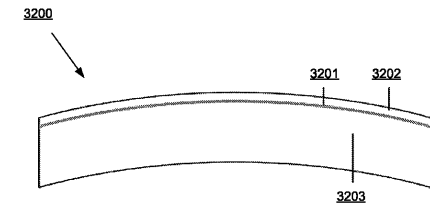


【図 3 1】



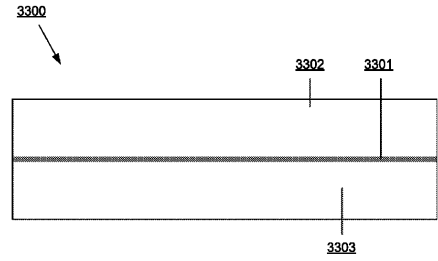
【 図 3 2 】

FIG. 32

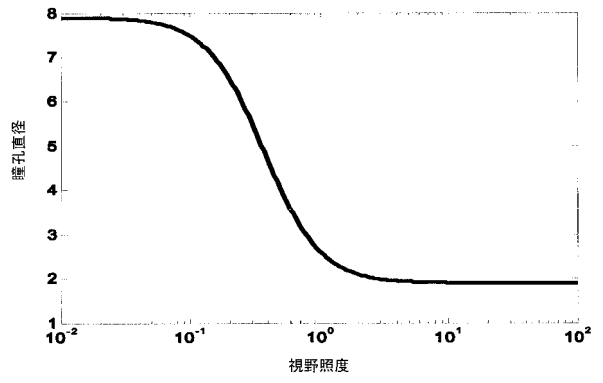


【 図 3 3 】

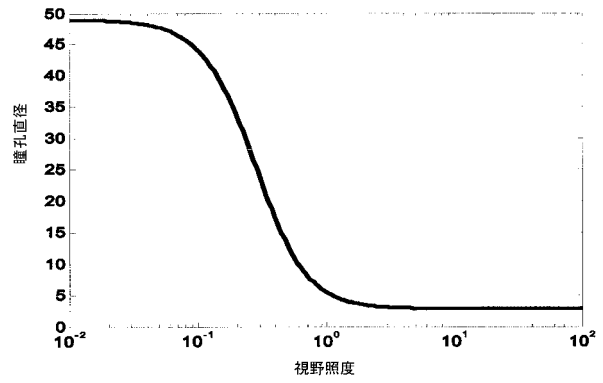
FIG. 33



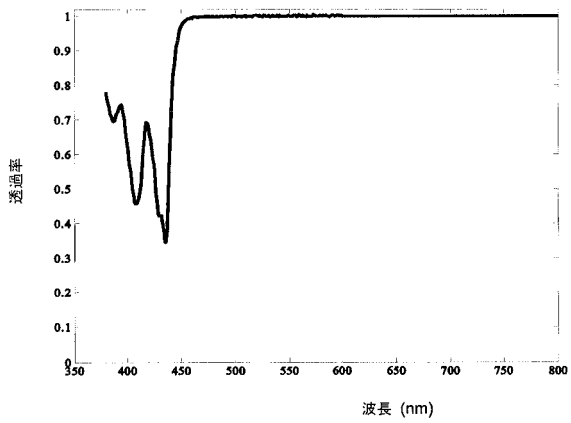
【 図 3 4 A 】



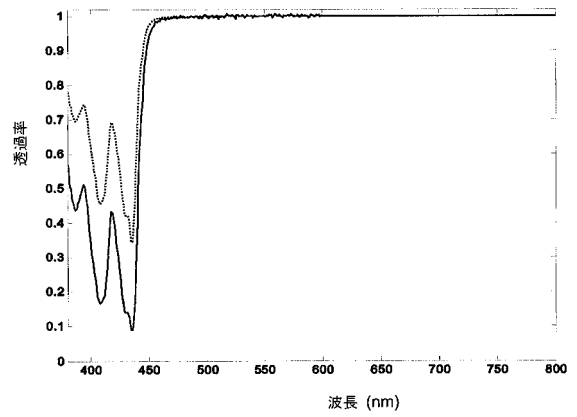
【 図 3 4 B 】



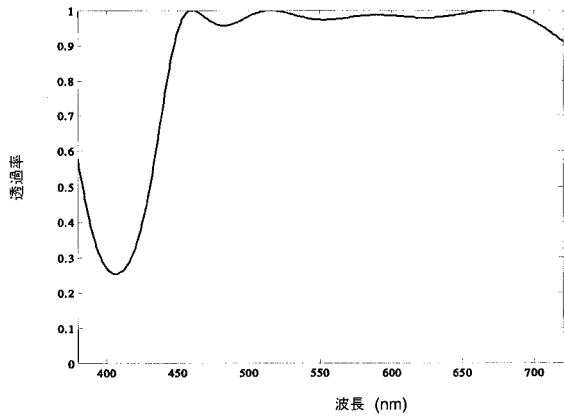
【 図 3 5 】



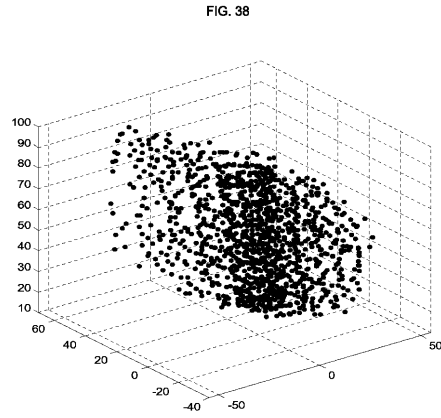
【 図 3 6 】



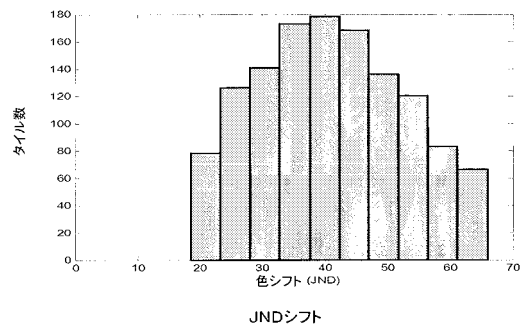
【 図 3 7 】



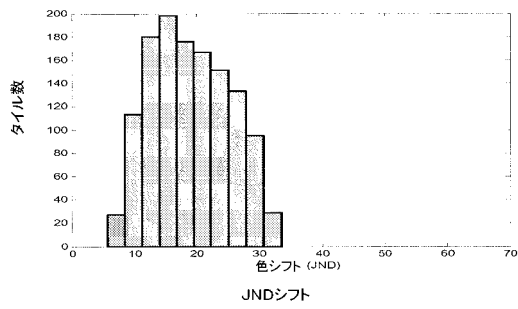
【 図 3 8 】



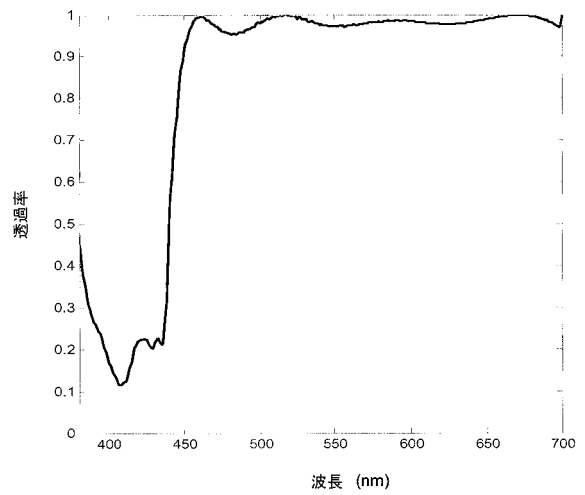
【 図 3 9 A 】



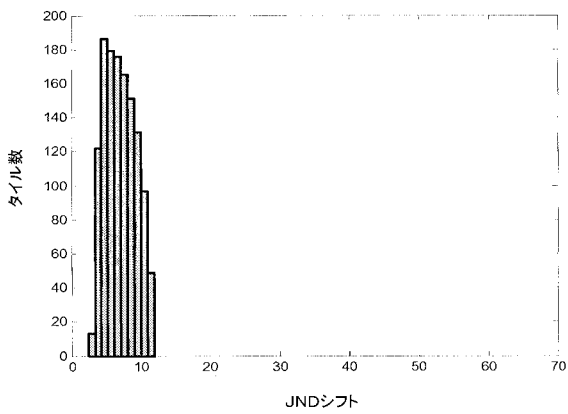
【 図 3 9 B 】



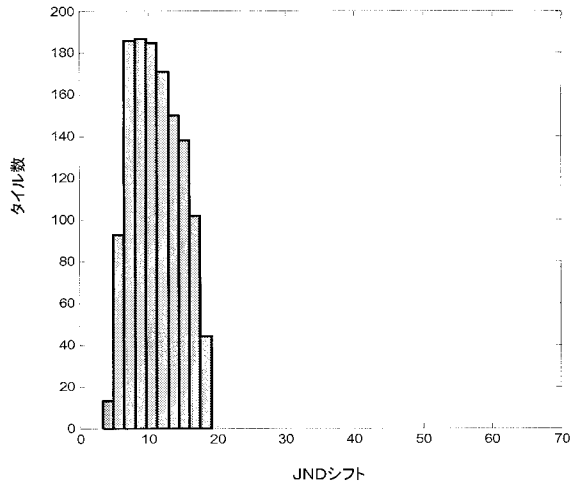
【 図 4 1 】



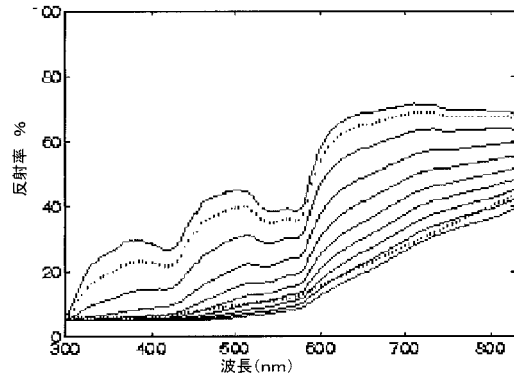
【 図 4 0 】



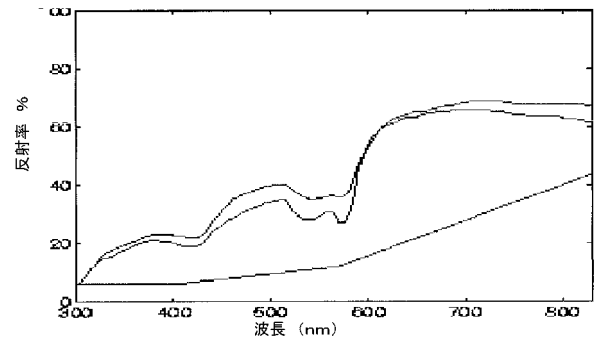
【 図 4 2 】



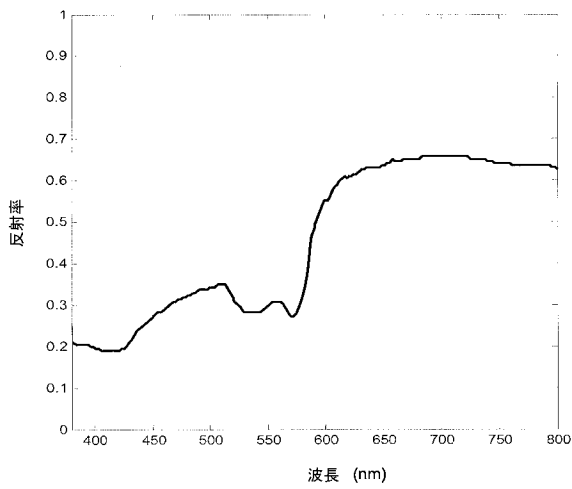
【 図 4 3 A 】



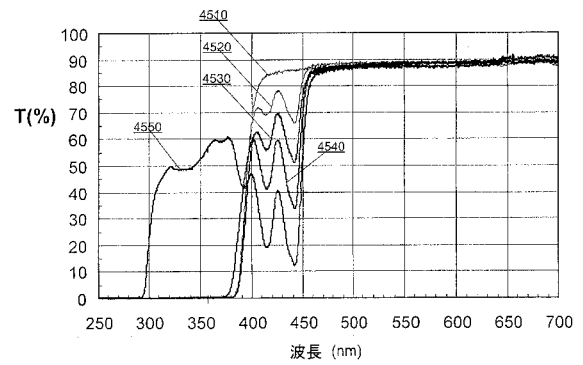
【 図 4 3 B 】



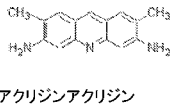
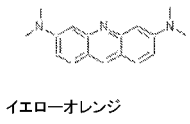
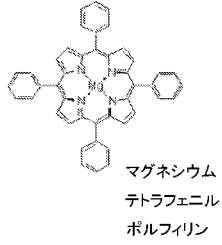
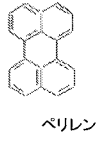
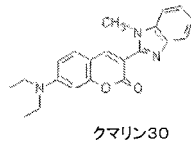
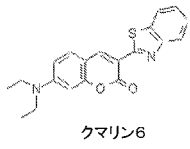
【 図 4 4 】



【 図 4 5 】

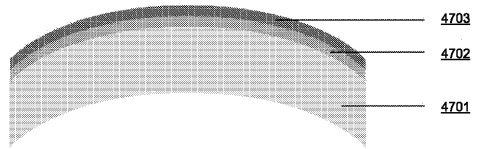


【 図 4 6 】

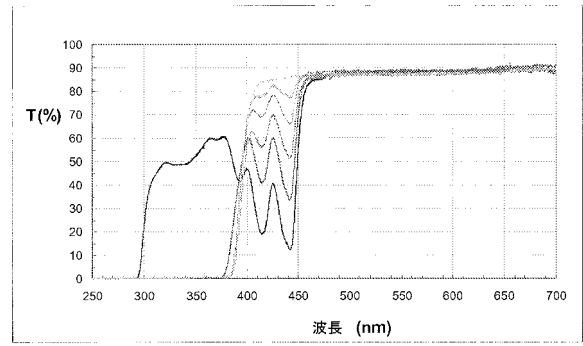


【 図 4 7 】

FIG. 47



【 図 4 8 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 10/28680															
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - G02C 7/10; A61B 5/103 (2010.01) USPC - 351/163; 359/361 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) IPC(8) - G02C 7/10; A61B 5/103 (2010.01) USPC - 351/163; 359/361 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched IPC(8) - G02C 7/10; A61B 5/103 (2010.01) USPC - 351/163; 359/361 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Google, Google Patents, PUBWEST(PGPB, USPT, USOC, EPAB, JPAB) Search Terms Used: Photochromic, (lens or windows or Ophthalmic or spectacles), ("blue absorbing" or "blue-blocking"), ("UV filter" or "UV filtering"), "UV filter", UV, (filtering or blocking or absorbing or reflecting), photochromic near5 UV, dye, perylene, "contrast sensitivity"																	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 5,400,175 A (JOHANSEN et al) 21 March 1995 (21.03.1995), Abstract, col 16, in 49-68; col 20, in 1-11; Figure 1, Figure 7,</td> <td style="text-align: center;">1-37</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 6,863,848 B2 (ENGARDIO et al) 08 March 2005 (08.03.2005), col 9, in 37-41; col 7, in 66 to col 8, in 2; claim 1, claim 6, claim 25</td> <td style="text-align: center;">1-37</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 2008/0186448 A1 (ISHAK et al) 07 August 2008 (07.08.2008), para [0111], [0112], [0116], [0137], [0138], [0157], [0177], [0186]</td> <td style="text-align: center;">4, 5, 13-22</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 7,275,822 B2 (GUPTA et al) 02 October 2007 (02.10.2007), col 2, in 50-53</td> <td style="text-align: center;">13</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y	US 5,400,175 A (JOHANSEN et al) 21 March 1995 (21.03.1995), Abstract, col 16, in 49-68; col 20, in 1-11; Figure 1, Figure 7,	1-37	Y	US 6,863,848 B2 (ENGARDIO et al) 08 March 2005 (08.03.2005), col 9, in 37-41; col 7, in 66 to col 8, in 2; claim 1, claim 6, claim 25	1-37	Y	US 2008/0186448 A1 (ISHAK et al) 07 August 2008 (07.08.2008), para [0111], [0112], [0116], [0137], [0138], [0157], [0177], [0186]	4, 5, 13-22	Y	US 7,275,822 B2 (GUPTA et al) 02 October 2007 (02.10.2007), col 2, in 50-53	13
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
Y	US 5,400,175 A (JOHANSEN et al) 21 March 1995 (21.03.1995), Abstract, col 16, in 49-68; col 20, in 1-11; Figure 1, Figure 7,	1-37															
Y	US 6,863,848 B2 (ENGARDIO et al) 08 March 2005 (08.03.2005), col 9, in 37-41; col 7, in 66 to col 8, in 2; claim 1, claim 6, claim 25	1-37															
Y	US 2008/0186448 A1 (ISHAK et al) 07 August 2008 (07.08.2008), para [0111], [0112], [0116], [0137], [0138], [0157], [0177], [0186]	4, 5, 13-22															
Y	US 7,275,822 B2 (GUPTA et al) 02 October 2007 (02.10.2007), col 2, in 50-53	13															
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>																	
* 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 01 MAY 2010 (01.05.2010)		Date of mailing of the international search report <div style="text-align: center; font-size: 1.2em; font-weight: bold;">18 MAY 2010</div>															
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: <div style="text-align: center;">Lee W. Young</div> PCT Helpdesk: 871-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774															

フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
 A 6 1 F 2/16 (2006.01) A 6 1 F 2/16

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, T M), EP(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, SE, S I, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, I N, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM , PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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

- (72) 発明者 アンドリュー・ダブリュー・イシャク
 アメリカ合衆国 0 5 8 1 9 バーモント州ウォーターフォード、ディアー・ラン・レイン 2 3 番
- (72) 発明者 ジョシュア・エヌ・ハドック
 アメリカ合衆国 2 4 0 1 1 バージニア州ロアノーク、チャーチ・アベニュー・サウス・ウエスト 1 7 番
- (72) 発明者 ウィリアム・ココナスキー
 アメリカ合衆国 9 8 3 3 5 ワシントン州ギグ・ハーバー、ノース・ウエスト、フォーティフォース・ストリート 1 8 0 7 番
- (72) 発明者 ドワイト・ピー・ダストン
 アメリカ合衆国 9 2 6 7 7 カリフォルニア州ラグナ・ニゲル、フェアレイン 5 9 番
- (72) 発明者 ベンカトラマニ・エス・アイヤー
 アメリカ合衆国 2 4 0 1 2 バージニア州ロアノーク、サマーフィールド・ドライブ 1 9 3 2 番
- (72) 発明者 ロナルド・ディ・ブラム
 アメリカ合衆国 2 4 0 1 8 バージニア州ロアノーク、シルバー・フォックス・ロード 5 3 2 0 番
- (72) 発明者 ショーン・ピー・マクギニス
 アメリカ合衆国 2 4 0 1 4 バージニア州ロアノーク、リシュリユー・アベニュー・サウスウエスト 2 7 1 6 番
- (72) 発明者 マイケル・ビー・パッカー
 アメリカ合衆国 4 5 2 1 5 オハイオ州シンシナティ、スウィート・ビー、フォレスト・アベニュー 1 1 8 番

F ターム (参考) 2H006 BA03 BA06 BC06 BE02
 2H048 DA01 DA04 DA12 DA24
 4C097 AA25 DD09 SA00