

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年9月22日(22.09.2016)



(10) 国際公開番号

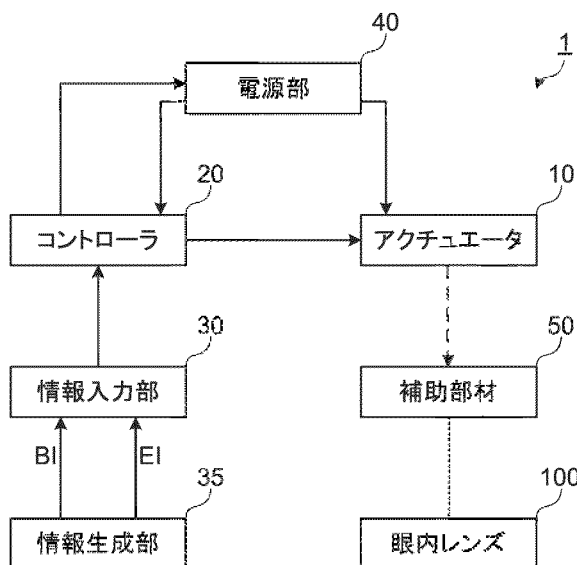
WO 2016/147801 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 2/16 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/055023
- (22) 国際出願日: 2016年2月22日(22.02.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-050345 2015年3月13日(13.03.2015) JP
- (71) 出願人: 株式会社トプコン(KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 三橋 俊文(MIHASHI, Toshifumi); 〒1528550 東京都目黒区大岡山2丁目12番1号 国立大学法人東京工業大学内 Tokyo (JP). 福岡康文(FUKUMA, Yasufumi); 〒1748580 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トプコン内 Tokyo (JP). 藤野 誠(FUJINO, Makoto); 〒1748580
- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿7丁目15番8号 日販ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) Title: OCULAR FUNCTION ASSISTANCE DEVICE

(54) 発明の名称: 眼機能補助装置



- 10 Actuator
20 Controller
30 Information input unit
35 Information generating unit
40 Power supply unit
50 Assistance member
100 Intraocular lens

(57) Abstract: Provided is a novel technique for assisting an ocular function. The ocular function assistance device according to an embodiment comprises an actuator, a controller, and an information input unit. The ocular function assistance device assists an ocular function. The actuator is used to provide a predetermined ocular function upon receiving power and operating. The controller controls at least power supply to the actuator. The information input unit inputs biological information or environmental information to the controller. The controller changes control modes for the actuator on the basis of the biological information or the environmental information.

(57) 要約: 眼機能を補助するための新たな技術を提供する。実施形態の眼機能補助装置は、アクチュエータと、コントローラと、情報入力部とを含む。眼機能補助装置は、眼機能を補助する。アクチュエータは、電力を受けて動作することにより眼の所定機能を提供するために用いられる。コントローラは、少なくともアクチュエータに対する電力供給を制御する。情報入力部は、生体情報または環境情報をコントローラに入力する。コントローラは、生体情報または環境情報に基づいてアクチュエータに対する制御モードを変更する。

WO 2016/147801 A1



ロツパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：眼機能補助装置

技術分野

[0001] 本発明は、眼機能補助装置に関する。

背景技術

[0002] 人間が備える様々な感覚のうち視覚は、生活の質（Quality of Life：QOL）に最も大きな影響を与えられ、その障害はQOLを著しく低下させる。したがって、失われた眼機能を補完する技術の確立は重要である。このような技術として、眼内レンズ（Intraocular Lens：以下、IOL）が知られている。

[0003] 特許文献1には、眼の水晶体嚢内に眼内レンズを装着し、眼内レンズの表面張力およびその形状を変えることにより、乱視または1つ以上の高次の収差を矯正する手法が開示されている。

[0004] また、特許文献2には、水晶体嚢との結合を促進するように構成された外殻と、水晶体嚢の形状変化に反応して、充填材料が充填された外殻の形状を変化させるように水晶体嚢からの力を伝達する力伝達組立体とを含む眼内レンズが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特許第5027119号公報

特許文献2：特表2014-521394号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、従来の手法では、日常生活の中で様々な状況が変化した場合、眼機能を適切に維持し続けることが難しいという問題がある。

[0007] この発明は、このような問題を解決するためになされたものであり、その目的は、眼機能を補助するための新たな技術を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 実施形態に係る眼機能補助装置は、眼機能を補助する。眼機能補助装置は、アクチュエータと、コントローラと、情報入力部とを含む。アクチュエータは、電力を受けて動作することにより眼の所定機能を提供するために用いられる。コントローラは、少なくともアクチュエータに対する電力供給を制御する。情報入力部は、生体情報または環境情報をコントローラに入力する。コントローラは、生体情報または環境情報に基づいてアクチュエータに対する制御モードを変更する。

発明の効果

[0009] この発明によれば、眼機能を補助するための新たな技術を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図2]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図3]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図4A]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図4B]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図5]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図6]実施形態に係る眼機能補助装置の動作例を示すフローチャートである。
[図7]実施形態に係る眼機能補助装置の動作例を示すフローチャートである。
[図8]実施形態に係る眼機能補助装置の動作例を示すフローチャートである。
[図9]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。
[図10]実施形態に係る眼機能補助装置の構成例を示す概略図である。

発明を実施するための形態

[0011] この発明に係る眼機能補助装置の実施形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。実施形態に係る眼機能補助装置は、眼の所定機能を提供する眼機能デバイスや眼内部位を補助する。眼機能デバイスとしては、

眼内レンズ、人工虹彩、人工網膜のような眼内に配置されるデバイスや、調節可能眼鏡、コンタクトレンズのような眼に装用されるデバイスなどがある。補助の対象となる眼内部位としては、水晶体、虹彩、網膜などがある。なお、この明細書に記載された文献の記載内容を、以下の実施形態の内容として適宜援用することが可能である。

[0012] 以下、実施形態に係る眼機能補助装置は、眼内レンズを用いて眼屈折機能を補助する場合について説明する。

[0013] [眼機能補助装置]

図1に、実施形態に係る眼機能補助装置の構成例のブロック図を示す。眼機能補助装置1は、眼の水晶体嚢内に配置された眼内レンズにより提供される眼屈折機能を補助する。眼機能補助装置1は、眼内レンズにより提供される眼屈折機能を補助することにより眼屈折力調節機能を提供する。

[0014] 眼機能補助装置1は、アクチュエータ10と、コントローラ20とを含んで構成される。眼機能補助装置1は、更に、情報入力部30および電源部40のうち少なくとも一方を含んで構成されていてもよい。

[0015] [アクチュエータ]

アクチュエータ10は、電力を受けて動作することにより眼屈折力調節機能を提供するために用いられる。アクチュエータ10は、電力を受け、その電流方向（極性）に応じた方向に屈曲可能に構成されている。アクチュエータ10は、供給された電力に応じて変形度合いを調整することが可能である。なお、アクチュエータ10は、電流、電圧に応じて変形度合いが調整されてもよい。この実施形態では、瞳孔を通過して眼内に入射する光の光路に補助部材50および眼内レンズ100が配置される。アクチュエータ10の変形は補助部材50に作用するように構成され、アクチュエータ10の変形により補助部材50が変形する。アクチュエータ10の変形により、瞳孔を通過して眼内に入射する光の光路に配置された補助部材50を変形させることで、眼屈折力を変化させる。

[0016] たとえば、アクチュエータ10として、電力を受けて変形する高分子材料

(可撓性ポリマー、伸縮性ポリマー)と、高分子材料を挟持する一対の電極とを備え、一対の電極に印加された電圧に応じて変形可能なものを用いることが可能である。このようなアクチュエータ１０としては、たとえば、特許第５５９４６９０号公報に開示されたイオンポリマーアクチュエータなどがある。また、アクチュエータ１０として、たとえば、特開２０１３－３４３６８号公報に開示されたカーボンナノファイバーアクチュエータなどを用いてもよい。

[0017] [コントローラ]

コントローラ２０は、電源部４０から電力を受け、眼機能補助装置１の少なくとも一部を制御する。たとえば、コントローラ２０は、アクチュエータ１０の制御を行う。アクチュエータ１０の制御には、アクチュエータ１０の動作オンまたは動作オフの切り替え、アクチュエータ１０に供給される電力値の制御などがある。また、コントローラ２０は、アクチュエータ１０または電源部４０を制御することによりアクチュエータ１０に対する電力供給とアクチュエータ１０に供給される電流の向きとを制御することが可能である。コントローラ２０は、たとえば、抵抗器、トランジスタ、キャパシタ、インダクタなどを含む任意個数の電気部品を備える任意の電気回路を含んで構成される。

[0018] [情報入力部]

情報入力部３０は、被検者の生体情報Ｂ１または環境情報Ｅ１を受け、生体情報Ｂ１または環境情報Ｅ１をコントローラ２０に入力する。情報入力部３０は、生体情報Ｂ１と環境情報Ｅ１とをコントローラ２０に入力することが可能である。生体情報Ｂ１には、眼球の輻輳状態、視線方向、脳波、瞳孔径、筋電、筋肉の動きなどがある。環境情報Ｅ１には、周囲の明るさなどがある。生体情報Ｂ１または環境情報Ｅ１は、たとえば、外部に設けられた情報生成部３５により生成される。

[0019] 情報生成部３５は、たとえば、センサ、撮像装置などを含む。センサは、毛様体サイズ、毛様体筋電位、短毛様体神経活動電位、脳波などを検出する

。撮像装置は、視線方向、瞳孔径、瞳孔間距離、眼が見ようとする対象（物体）までの距離などを検出するための画像を取得する。情報生成部３５は、センサにより得られた検出信号や撮像装置により取得された画像に基づいて、上記の生体情報Ｂ１や環境情報Ｅ１を生成する。情報入力部３０は、情報生成部３５の少なくとも一部の機能を含んで構成されていてもよい。情報入力部３０として、生体情報Ｂ１または環境情報Ｅ１に対応した有線または無線の信号を外部から受信するための受信部が用いられてもよい。また、情報入力部３０として、生体情報Ｂ１または環境情報Ｅ１に対応した情報を含む光を受光する受光部が用いられてもよい。

[0020] 〔電源部〕

電源部４０は、眼機能補助装置１の各部に電力を供給する。たとえば、電源部４０は、コントローラ２０やアクチュエータ１０に電力を供給する。電源部４０は、たとえば５Ｖの電圧、１ｍＡ以下の電流を供給する。電源部４０として、太陽電池、電磁誘導、リチウムイオン電池、脳内電流、または送信電流を用いるものなどがある。電源部４０には、電力供給を制御するための電力供給制御部が含まれてもよい。なお、二次電池と外部端子とを含む電源部４０を設け、外部端子を介して任意のタイミングで二次電池を充電可能な構成を採用してもよい。

[0021] 〔補助部材〕

補助部材５０は、眼内に留置され、アクチュエータ１０の動作を受けて眼屈折力調節機能を提供する。補助部材５０は、可撓性を有する。補助部材５０は、眼内に入射する光のうち少なくとも眼内に入射する光を透過させる。アクチュエータ１０の変形を受けて補助部材５０も変形することで、補助部材５０の表面の曲率を変化させる。このような補助部材５０として、透明で変形可能な膜内に透明な粘弾性を有する物質が封入された部材などがある。また、膜内に封入される物質として、シリコン、水、または空気などがある。

[0022] 〔眼内レンズ〕

眼内レンズ１００は、眼内に配置され、２０ディオプター程度の屈折力を有するレンズを含んで構成される。眼内レンズ１００として、液晶レンズ、アルバレッツレンズ、流体レンズ、摘出された水晶体の代わりに眼内に移植される人工水晶体、水晶体を残したまま眼内に移植されるレンズなどがある。たとえば、眼内レンズ１００は、たとえば直径２ｍｍの領域、最大でも直径８ｍｍの領域において、少なくとも可視光の波長帯の光が透過可能に構成されている。

[0023] 前述のように、補助部材５０および眼内レンズ１００は、瞳孔を通過して眼内に入射する光の光路に配置されている。コントローラ２０は、電源部４０からの電力を受け、アクチュエータ１０を制御することによりアクチュエータ１０を屈曲させる。アクチュエータ１０が変形すると、補助部材５０も変形し、眼内に入射する光が通過する補助部材５０の表面の曲率を変化させる。それにより、眼屈折力の調節が可能になる。

[0024] 補助部材５０および眼内レンズ１００は一体的に構成されていてもよい。眼内レンズ１００が補助部材５０と同様に可撓性を有し、補助部材５０および眼内レンズ１００が折りたたみ可能に構成されていてもよい。それにより、眼内への移植が容易になる。

[0025] コントローラ２０は、情報入力部３０により入力された生体情報Ｂ１または環境情報Ｅ１に基づいてアクチュエータ１０に対する制御モードを変更することが可能である。たとえば、生体情報Ｂ１の内容にかかわらず、環境情報Ｅ１の種別に応じて、アクチュエータ１０に対する制御モードが変更される。具体的には、コントローラ２０は、環境情報Ｅ１に基づいて、瞳孔径を変化させる要因である周囲の明るさを特定する。明るさが閾値以上であるとき（つまり、瞳孔径が小さいと想定されるとき）、眼屈折力を変更しないようにアクチュエータ１０が制御される。また、たとえば、環境情報Ｅ１の内容にかかわらず、生体情報Ｂ１の種別に応じて、アクチュエータ１０に対する制御モードが変更されてもよい。

[0026] コントローラ２０は、制御モードを通常モードと電力供給停止モードとに

切り替え可能である。たとえば、コントローラ 20 は、生体情報 B1 または環境情報 E1 としてあらかじめ決められた第 1 情報が情報入力部 30 により入力されたとき、アクチュエータ 10 に対する電力供給を停止することが可能である。第 1 情報は、任意に設定可能である。第 1 情報は、過去の制御内容（制御履歴）に基づいて設定されてもよい。それにより、アクチュエータ 10 に対する不要な電力供給を防ぎ、眼屈折力調節機能を維持し続けるための電力消費を大幅に低減することができる。

[0027] 更に、コントローラ 20 は、アクチュエータ 10 が眼内レンズ 100（または水晶体）の屈折力を眼屈折力が -1 ディオプターとなる基準値から変更するように制御することが可能である。たとえば、眼屈折力が -1 ディオプターの状態を調節安静位とすることで、アクチュエータ 10 を動作させる必要がなくなる。それにより、コントローラ 20 はアクチュエータ 10 を制御する必要がなくなり、電力消費のより一層の低減が可能になる。なお、コントローラ 20 は、調節安静位の状態においてアクチュエータ 10 に対する電力供給の停止時に適用されていた制御内容を基準値として図示しない記憶手段に保存するようにしてもよい。それにより、被検者によって異なる電力供給の停止状態を学習し、被検者に応じた省電力化が可能になる。

[0028] 更にまた、コントローラ 20 は、情報入力部 30 により入力された生体情報 B1 または環境情報 E1 に基づいて、アクチュエータ 10 を粗動させるための粗動モードと微動させるための微動モードとに制御モードを切り替えてもよい。たとえば、環境情報 E1 により明るさが閾値未満であるとき（つまり、瞳孔径が大きいと想定されるとき）、眼屈折力が微調整されるようにアクチュエータ 10 が制御される。また、環境情報 E1 により明るさが閾値以上であるとき（つまり、瞳孔径が小さいと想定されるとき）、眼屈折力が粗調整されるようにアクチュエータ 10 が制御される。それにより、環境の変化に応じて眼屈折力調節機能を適切に補助することが可能になる。

[0029] なお、コントローラ 20、情報入力部 30、および電源部 40 の少なくとも 1 つは、眼内に配置されていなくてもよい。

[0030] 以下、実施形態に係る眼機能補助装置 1 の構成例について具体的に説明する。以下では、補助部材 50 の表面について、角膜側を前面とし、網膜側を後面とする。

[0031] [構成例]

図 2 に、実施形態に係る眼機能補助装置 1 が配置された眼の模式的な断面図を示す。図 3 に、実施形態に係るアクチュエータ 10 の配置例を模式的に示す。図 3 は、実施形態に係るアクチュエータ 10 を眼の正面側から見た図を表す。符号 E c は眼 E の角膜を示し、符号 E p は眼 E の虹彩を示し、符号 E f は眼 E の網膜を示す。なお、図 2 では、アクチュエータ 10 と補助部材 50 を中心に図示されており、図 1 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0032] 眼内に入射する光の光路には、角膜側から網膜側に向けて補助部材 50 と眼内レンズ 100 とが配置されている。補助部材 50 は、眼内レンズ 100 のレンズ部に当接して配置されている。瞳孔を通過した光は、補助部材 50 と眼内レンズ 100 のレンズ部を通過して網膜に投影される。

[0033] 補助部材 50 の周縁部には、図 3 に示すように 1 以上のアクチュエータ 10 が配置されている。アクチュエータ 10 は、補助部材 50 の表面（前面）に配置されている。たとえば、眼内レンズ 100 に対して 1 以上の支持部 60 が立設されている。支持部 60 には、1 以上の開口が形成されている。それにより、表面にアクチュエータ 10 が配置された領域における補助部材 50 内の空間 c p は、眼内に入射する光が通過する通過領域における補助部材 50 内の空間 c p に連通する。アクチュエータ 10 の一端は補助部材 50 の端部に保持され、他端は支持部 60 により支持される。

[0034] たとえば、角膜の屈折率は 1.376、前房水の屈折率は 1.3374、補助部材 50 内の物質の屈折率は 1.428 (Adrian's Study)、眼内レンズ 100 の屈折率は 1.47、硝子体の屈折率は 1.336 である。

[0035] なお、図 2 では、アクチュエータ 10 の他端が支持部 60 により支持され

ているが、アクチュエータ 10 の一端だけが補助部材 50 の端部に固定された構成であってもよい。

[0036] 図 4 A および図 4 B に、眼機能補助装置 1 の動作説明図を示す。図 4 A および図 4 B は、図 2 と同様に、眼の模式的な断面図を表す。図 4 A は、眼内に入射する光の通過方向に補助部材 50 が厚くなる場合の動作説明図を表す。図 4 B は、眼内に入射する光の通過方向に補助部材 50 が薄くなる場合の動作説明図を表す。なお、図 4 A、図 4 B において、図 2 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0037] コントローラ 20（図 4 A、図 4 B では不図示）がアクチュエータ 10 を制御することにより、補助部材 50 の周縁部に配置されたアクチュエータ 10 が屈曲する。たとえば、図 4 A に示すように補助部材 50 の前面を押し出すようにアクチュエータ 10 が屈曲すると、補助部材 50 の前面の角膜側への変形は眼内レンズ 100 により抑制され、上記の通過領域において眼内側と反対側に変形する。すなわち、補助部材 50 の屈曲により、補助部材 50 の中央部（通過領域）における光の通過方向の厚さが厚くなり、補助部材 50 の前面の曲率が変化する。

[0038] また、たとえば、図 4 B に示すように補助部材 50 の前面を引き入れるようにアクチュエータ 10 が屈曲すると、上記の通過領域において前面が網膜側に凹むように変形する。すなわち、補助部材 50 の屈曲により、補助部材 50 の中央部において光の通過方向の厚さが薄くなり、補助部材 50 の前面の曲率が変化する。

[0039] 以上のように、アクチュエータ 10 により周縁部に配置された補助部材 50 の前面（表面）を押し出すまたは引き入れるようにすることで、眼内に入射する光の通過領域において曲率を変化させることができる。それにより、たとえば、 -1 ディ옵ターあるいは $+1$ ディ옵ターだけ屈折力を変化させることができる。このとき、 $+1$ ディ옵ターの屈折は曲率半径に換算すると 90.6 mm の変化で達成可能である。この変化量は、補助部材 50 の中央部における光の通過方向の厚さの変化として 0.5 ミクロン 程度（体積

に換算すると1立方ミリメートル程度)の非常に小さい変化でよい。したがって、高精度な眼屈折力の調節をスムーズに行うことが可能になる。

[0040] なお、コントローラ20は、図5に示すように、虹彩E_pに配置可能である。コントローラ20は、水晶体嚢内に配置された補助部材50および眼内レンズ100との間で有線または無線の信号伝送路を介して信号の送受信を行うことが可能である。なお、図5において、符号E_sは、水晶体嚢を示す。また、眼内に1以上のコントローラ20が配置され、1以上のアクチュエータ10が、同時にまたはそれぞれ独立に制御されてもよい。複数のアクチュエータ10のそれぞれを独立に変形させることにより、乱視や3次以上の高次の収差を調節することができるようになる。

[0041] [動作例]

眼機能補助装置1の動作について説明する。眼機能補助装置1の動作例を図6、図7、および図8に示す。

[0042] (S1)

まず、コントローラ20は、情報入力部30により生体情報B₁または環境情報E₁が入力されるまで待機する(S1:N)。情報入力部30により生体情報B₁または環境情報E₁が入力されたとき(S1:Y)、眼機能補助装置1の動作はS2に移行する。

[0043] (S2)

情報入力部30により生体情報B₁または環境情報E₁が入力されたとき(S1:Y)、コントローラ20は、S1において入力された生体情報B₁または環境情報E₁に基づいてアクチュエータ10に対する電力供給を停止するか否かを判定する。たとえば、コントローラ20は、電力供給を停止するための1以上の情報の種別にその判定基準を関連付けた判定情報をあらかじめ記憶する。コントローラ20は、判定情報を参照することにより、生体情報B₁または環境情報E₁に基づいてアクチュエータ10に対する電力供給を停止するか否かを判定する。アクチュエータ10に対する電力供給を停止すると判定されたとき(S2:Y)、眼機能補助装置1の動作はS3に移

行する。アクチュエータ 10 に対する電力供給を停止しないと判定されたとき（S 2 : N）、眼機能補助装置 1 の動作は S 4 に移行する。

[0044] (S 3)

アクチュエータ 10 に対する電力供給を停止すると判定されたとき（S 2 : Y）、コントローラ 20 は、制御モードを電力供給停止モードに切り替える。すなわち、コントローラ 20 は、アクチュエータ 10 に対する電力供給を停止する。眼機能補助装置 1 の動作は S 1 に移行する（リターン）。

[0045] コントローラ 20 は、たとえば、情報入力部 30 により生体情報 B 1 または環境情報 E 1 のうちあらかじめ決められた第 2 情報が入力されたとき、制御モードを通常モードに切り替えることにより、眼機能補助装置 1 の動作を S 1 に移行させてもよい（リターン）。また、コントローラ 20 は、たとえば、所定期間が経過したとき、制御モードを通常モードに切り替えることにより、眼機能補助装置 1 の動作を S 1 に移行させてもよい（リターン）。

[0046] (S 4)

アクチュエータ 10 に対する電力供給を停止しないと判定されたとき（S 2 : N）、コントローラ 20 は、制御モードを通常モードとして動作を継続する。通常モードの動作例については、後述する。眼機能補助装置 1 の動作は S 1 に移行する（リターン）。

[0047] S 4 において、眼機能補助装置 1 は、次のように動作することが可能である。

[0048] (S 1 1)

コントローラ 20 は、情報入力部 30 により入力された生体情報 B 1 または環境情報 E 1 に基づいて、屈折力を調節するか否かを判定する。たとえば、コントローラ 20 は、屈折力を調節するための 1 以上の情報の種別にその判定基準を関連付けた制御情報をあらかじめ記憶する。コントローラ 20 は、制御情報を参照することにより、生体情報 B 1 または環境情報 E 1 に基づいて屈折力を調節するか否かを判定する。屈折力を調節すると判定されたとき（S 1 1 : Y）、眼機能補助装置 1 の動作は S 1 2 に移行する。屈折力を

調節しないと判定されたとき（S 1 1 : N）、眼機能補助装置 1 の動作は図 6 の S 1 に移行する。

[0049] （S 1 2）

屈折力を調節すると判定されたとき（S 1 1 : Y）、コントローラ 2 0 は、情報入力部 3 0 により入力された環境情報 E 1 に基づいて周囲の明るさがあらかじめ設定された閾値未満であるか否かを判定する。閾値は、任意に設定可能である。また、閾値は、過去の制御内容（制御履歴）に基づいて設定されてもよい。周囲の明るさが閾値未満であると判定されたとき（つまり、瞳孔径が大きいと想定されるとき）（S 1 2 : Y）、眼機能補助装置 1 の動作は S 1 3 に移行する。周囲の明るさが閾値以上であると判定されたとき（つまり、瞳孔径が小さいと想定されるとき）（S 1 2 : N）、眼機能補助装置 1 の動作は図 6 の S 1 に移行する。

[0050] （S 1 3）

周囲の明るさが閾値未満であると判定されたとき（S 1 2 : Y）、コントローラ 2 0 は、生体情報 B 1 または環境情報 E 1 に基づいて、屈折力の調節方向および調節量を求め、求められた調節方向および調節量に対応した制御信号をアクチュエータ 1 0 に出力する。S 1 3 の動作例は、後述する。眼機能補助装置 1 の動作は図 6 の S 1 に移行する。

[0051] S 1 3 において、眼機能補助装置 1 は、次のように動作することが可能である。

[0052] （S 2 1、S 2 2、S 2 3）

コントローラ 2 0 は、情報入力部 3 0 により入力された環境情報 E 1 から視線方向、眼が見ようとする対象までの距離、瞳孔径を取得する。視線方向、距離、瞳孔径などは、情報生成部 3 5 によって、事前に撮像装置により取得された画像から取得可能である。周囲の明るさに基づいて瞳孔径の状態を推測することも可能である。また、コントローラ 2 0 は、環境情報 E 1 からこれらを求めるようにしてもよい。

[0053] （S 2 4）

次に、コントローラ 20 は、S 2 1 ~ S 2 3 において取得された視線方向、距離、瞳孔径などを用いて、現時点（環境情報 E 1 を作成するための計測時点）の距離を - 1 ディオプターの調節状態（調節安静位の状態）としてみたときの評価値を求める。評価値としては、MTF（Modulation Transfer Function）、ストレール比などがある。

[0054] (S 2 5)

次に、コントローラ 20 は、生体情報 B 1 または環境情報 E 1 に基づいて、所定のアルゴリズムに従って調節誤差許容量を算出する。調節誤差許容量は、あらかじめ決められていてもよい。調節誤差許容量は、任意に設定可能である。また、調節誤差許容量は、過去の制御内容（制御履歴）に基づいて設定されてもよい。

[0055] (S 2 6)

次に、コントローラ 20 は、S 2 4 において求められた評価値が調節安静位の状態を基準に S 2 5 において求められた調節誤差許容量範囲内であるか否かを判定する。調節誤差許容量範囲内であると判定されたとき（S 2 6 : Y）、眼機能補助装置 1 の動作は S 3 1 に移行する。調節誤差許容量範囲内ではないと判定されたとき（S 2 6 : N）、眼機能補助装置 1 の動作は S 2 7 に移行する。

[0056] (S 2 7)

調節誤差許容量範囲内ではないと判定されたとき（S 2 6 : N）、コントローラ 20 は、S 2 4 において求められた評価値が現在の屈折力調節状態を基準に S 2 5 において求められた調節誤差許容量範囲内であるか否かを判定する。調節誤差許容量範囲内であると判定されたとき（S 2 7 : Y）、屈折力の調節を行うことなく眼機能補助装置 1 の動作は S 2 1 に移行する。調節誤差許容量範囲内ではないと判定されたとき（S 2 7 : N）、眼機能補助装置 1 の動作は S 2 8 に移行する。

[0057] (S 2 8)

調節誤差許容量範囲内ではないと判定されたとき（S 2 7 : N）、コント

ローラ 20 は、S 24 において求められた評価値と現在の屈折力調節状態とに基づいて、アクチュエータ 10 を制御する。

[0058] (S 29)

コントローラ 20 は、現在の制御内容（屈折力調節状態）を記憶する。眼機能補助装置 1 の動作は S 30 に移行する。S 29 において記憶された制御内容は、S 27 にて現在の屈折力調節状態として参照される。

[0059] (S 30)

屈折力の調節を終了するとき（S 30 : Y）、眼機能補助装置 1 の動作は終了する（エンド）。屈折力の調節を終了しないとき（S 30 : N）、眼機能補助装置 1 の動作は S 21 に移行する。

[0060] (S 31)

調節誤差許容量範囲内であると判定されたとき（S 26 : Y）、コントローラ 20 は、屈折力を調節安静位の状態にするためにアクチュエータ 10 に対する制御を停止する。たとえば、コントローラ 20 は、アクチュエータ 10 に電力供給を停止する。眼機能補助装置 1 の動作は S 21 に移行する。

[0061] 以上のように、調節安静位から許容範囲内であると判断されたとき、補助部材 50 および眼内レンズ 100 の調節安静位の -1 ディ옵ターとなるようにアクチュエータ 10 の動作を停止させる。また、現在の調節状態から屈折力の調節が必要ではないと判断されたとき、アクチュエータ 10 に対する制御が実行されない。

[0062] [作用・効果]

実施形態に係る眼機能補助装置の作用、効果について説明する。

[0063] 実施形態に係る眼機能補助装置（たとえば、眼機能補助装置 1）は、眼機能を補助する。眼機能補助装置は、アクチュエータ（たとえば、アクチュエータ 10）と、コントローラ（たとえば、コントローラ 20）と、情報入力部（たとえば、情報入力部 30）とを含む。アクチュエータは、電力を受けて動作することにより眼の所定機能を提供するために用いられる。コントローラは、少なくともアクチュエータに対する電力供給を制御する。情報入力

部は、生体情報（たとえば、生体情報B1）または環境情報（たとえば、環境情報E1）をコントローラに入力する。コントローラは、生体情報または環境情報に基づいてアクチュエータに対する制御モードを変更する。

[0064] このような構成によれば、被検者に負担をかけることなく眼機能を適切に維持し続けることが可能になり、眼機能を補助するための新たな技術を提供することができる。

[0065] また、コントローラは、アクチュエータに対する電力供給とその電流方向とを制御し、生体情報または環境情報に基づいて電力供給と電流方向とを制御してもよい。

[0066] このような構成によれば、電流方向に応じて眼機能を提供するためのアクチュエータに対する不要な電力供給を停止することが可能になるので、眼機能補助装置の電力消費の低減が可能になる。

[0067] また、コントローラは、生体情報または環境情報として第1情報が情報入力部により入力されたとき、アクチュエータに対する電力供給を停止してもよい。

[0068] このような構成によれば、アクチュエータに対する不要な電力供給を抑え、眼機能を維持し続けるための電力消費を低減することができる。

[0069] また、アクチュエータは、電力供給を受けて、水晶体または眼内レンズの屈折力を眼屈折力が -1 ディオプターとなる基準値から変更してもよい。

[0070] このような構成によれば、たとえば、屈折力が -1 ディオプターの状態は調節安静位として許容することによりアクチュエータを動作させる必要がなくなり、調節安静位における電力供給を停止させることで、電力消費の削減が可能になる。

[0071] また、コントローラは、少なくとも電力供給の停止時に適用されていた制御内容を基準値として設定してもよい。

[0072] このような構成によれば、被検者によって異なる電力供給の停止状態を学習し、被検者に応じた省電力化が可能になる。

[0073] また、コントローラは、制御モードを通常モードと電力供給停止モードと

に切り替え可能であってもよい。

[0074] このような構成によれば、制御モードの切り替えにより、被検者に負担をかけることなく眼機能を適切に維持し続けることが可能になる。

[0075] また、コントローラは、アクチュエータを粗動させるための粗動モードと微動させるための微動モードとに制御モードを切り替え可能であってもよい。

[0076] このような構成によれば、眼機能を環境の変化に応じて適切に補助することが可能になる。たとえば、環境情報により瞳孔径が閾値以上であると判断されるとき、眼屈折力が微調整されるようにアクチュエータが制御される。また、環境情報により瞳孔径が閾値より小さいと判断されるとき、眼屈折力が粗調整されるようにアクチュエータが制御される。

[0077] また、アクチュエータは、力を受けて変形する高分子材料を含む変形部と、変形部を挟持する一对の電極部と、を含んでもよい。

[0078] このような構成によれば、簡素な構造で、電流方向に応じた方向に、供給された電力に応じて変形可能なアクチュエータを用いることができる。

[0079] また、実施形態に係る眼機能補助装置は、コントローラの制御を受けてアクチュエータに電力を供給する電源部（たとえば、電源部40）を含んでもよい。

[0080] このような構成によれば、アクチュエータに電力を供給する電源部を備えた眼機能補助装置を提供することができる。

[0081] また、実施形態に係る眼機能補助装置は、眼内に留置可能に構成されアクチュエータの動作を受けて所定機能を提供する補助部材（たとえば、補助部材50）を含んでもよい。

[0082] このような構成によれば、アクチュエータの動作を受けた補助部材により眼の所定機能の提供を補助するための眼機能補助装置を提供することができる。

[0083] また、アクチュエータと補助部材とは、一体的に構成されていてもよい。

[0084] このような構成によれば、アクチュエータおよび補助部材を容易に眼内に

移植することが可能になる。

[0085] また、少なくとも補助部材は、可撓性を有してもよい。

[0086] このような構成によれば、補助部材が折りたたみ可能に構成されるため、眼内への移植をより一層容易化することができる。

[0087] また、少なくともアクチュエータおよび補助部材は、水晶体嚢内に配置されていてもよい。

[0088] このような構成によれば、一般的な眼内レンズと同様の手術により水晶体嚢内に移植することができる上に、日常生活の中で様々な状況が変化した場合でも、眼機能を適切に維持し続けることが可能になる。

[0089] また、少なくともアクチュエータおよび補助部材は、虹彩と水晶体との間に配置されていてもよい。

[0090] このような構成によれば、水晶体を残したまま、日常生活の中で状況が様々なに変化した場合でも、眼機能を適切に維持し続けることが可能になる。

[0091] [第1変形例]

前述の実施形態では、水晶体嚢内に眼内レンズが配置された場合について説明したが、実施形態に係る眼機能補助装置は、これに限定されるものではない。

[0092] たとえば、実施形態に係る眼機能補助装置は、水晶体をそのまま残し、虹彩と水晶体の間に ICL (Implantable Collamer Lens) タイプの調節可能眼内レンズとして挿入されてもよい。調節可能眼内レンズは、実施形態とほぼ同様の補助部材 50 により伸縮可能に構成され、フックにより眼内に固定される。フックは、動力や信号を調節可能眼内レンズに伝達可能に構成される。調節可能眼内レンズは、1 以上の間隔固定部を含む。間隔固定部の両端は、補助部材 50 の前面と後面とを支持する。それにより、補助部材 50 の前面と後面とが所定間隔以上となるように構成される。

[0093] 補助部材 50 の前面側の周縁部と後面側の周縁部には、1 以上のアクチュエータ 10 が配置されている。たとえば、前面側の周縁部に配置されたアク

チュエータ 10 の一端は補助部材 50 の端部に固定され、他端は前面側に設けられたリング状の固定部により支持される。後面側の周縁部に配置されたアクチュエータ 10 の一端は補助部材 50 の端部に固定され、他端は後面側に設けられたリング状の固定部により支持される。

[0094] 以上のような構成によれば、補助部材 50 の後面が凹部状に変形され、水晶体の表面との微妙な間隔が維持されたり、微妙に押圧したりして、術後の白内障の発生を抑える効果も期待できる。

[0095] [第 2 変形例]

I C L タイプの調節可能眼内レンズは、上記の変形例に係る構成に限定されるものではない。

[0096] 図 9 に、実施形態の第 2 変形例に係る眼機能補助装置が配置された眼の模式的な断面図を示す。図 10 に、実施形態の第 2 変形例に係るアクチュエータの配置例を模式的に示す。図 10 は、実施形態に係るアクチュエータ 10 を眼の正面側から見た図を表す。図 9 において、符号 E s t は水晶体を示し、符号 E m は毛様体を示し、符号 E t はチン小帯を示す。図 9 において、図 2 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。図 10 において、図 9 と同様の部分には同一符号を付し、適宜説明を省略する。

[0097] 第 2 変形例に係る調節可能眼内レンズ 110 は、第 1 変形例とほぼ同様に、水晶体をそのまま残し、虹彩と水晶体の間に挿入される。調節可能眼内レンズ 110 は、実施形態とほぼ同様の補助部材 50 により伸縮可能に構成され、形状維持部材 51 により補助部材 50 の周縁部が保持される。調節可能眼内レンズ 110 は、1 以上の間隔固定部 70 を含む。間隔固定部 70 の両端は、補助部材 50 の前面と後面とを支持する。それにより、補助部材 50 の前面と後面とが所定間隔以上となるように構成される。

[0098] 補助部材 50 の前面側の周縁部と後面側の周縁部には、1 以上のアクチュエータ 10 が配置されている。たとえば、前面側の周縁部に配置されたアクチュエータ 10 の一端は補助部材 50 の端部に固定され、他端は前面側に設けられたリング状の固定部 54 a により支持される。後面側の周縁部に配置

されたアクチュエータ 10 の一端は補助部材 50 の端部に固定され、他端は後面側に設けられたリング状の固定部 54 b により支持される。

[0099] 以上において説明した実施形態またはその変形例は、この発明を実施するための一具体例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

[0100] 前述の実施形態またはその変形例に係る部材は、眼内に入射する光の透過を阻害しない透明な部材であることが望ましい。

[0101] 前述の実施形態またはその変形例に係るアクチュエータは、リング状に構成され、屈曲可能になるように 1 以上の切れ目が形成されていてもよい。

符号の説明

- [0102] 1 眼機能補助装置
- 10 アクチュエータ
 - 20 コントローラ
 - 30 情報入力部
 - 35 情報生成部

請求の範囲

- [請求項1] 眼機能を補助する眼機能補助装置であって、
電力を受けて動作することにより眼の所定機能を提供するためのアクチュエータと、
少なくとも前記アクチュエータに対する電力供給を制御するコントローラと、
生体情報または環境情報を前記コントローラに入力する情報入力部と、
を含み、
前記コントローラは、前記生体情報または前記環境情報に基づいて前記アクチュエータに対する制御モードを変更する、
眼機能補助装置。
- [請求項2] 前記コントローラは、前記アクチュエータに対する前記電力供給とその電流方向とを制御し、前記生体情報または前記環境情報に基づいて前記電力供給と前記電流方向とを制御することを特徴とする請求項1に記載の眼機能補助装置。
- [請求項3] 前記コントローラは、前記生体情報または前記環境情報として第1情報が前記情報入力部により入力されたとき、前記アクチュエータに対する電力供給を停止することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の眼機能補助装置。
- [請求項4] 前記アクチュエータは、前記電力供給を受けて、水晶体または眼内レンズの屈折力を眼屈折力が -1 ディオプターとなる基準値から変更することを特徴とする請求項1～請求項3のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。
- [請求項5] 前記コントローラは、少なくとも前記電力供給の停止時に適用されていた制御内容を前記基準値として設定する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の眼機能補助装置。

[請求項6] 前記コントローラは、前記制御モードを通常モードと電力供給停止モードとに切り替え可能である

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 5 のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。

[請求項7] 前記コントローラは、前記アクチュエータを粗動させるための粗動モードと微動させるための微動モードとに前記制御モードを切り替え可能である

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 6 のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。

[請求項8] 前記アクチュエータは、
電力を受けて変形する高分子材料を含む変形部と、
前記変形部を挟持する一对の電極部と、
を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 7 のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。

[請求項9] 前記コントローラの制御を受けて前記アクチュエータに電力を供給する電源部を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 8 のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。

[請求項10] 眼内に留置可能に構成され前記アクチュエータの動作を受けて前記所定機能を提供する補助部材を含む

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 9 のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。

[請求項11] 前記アクチュエータと前記補助部材とは、一体的に構成されていることを特徴とする請求項 10 に記載の眼機能補助装置。

[請求項12] 少なくとも前記補助部材は、可撓性を有する

ことを特徴とする請求項 10 または請求項 11 に記載の眼機能補助

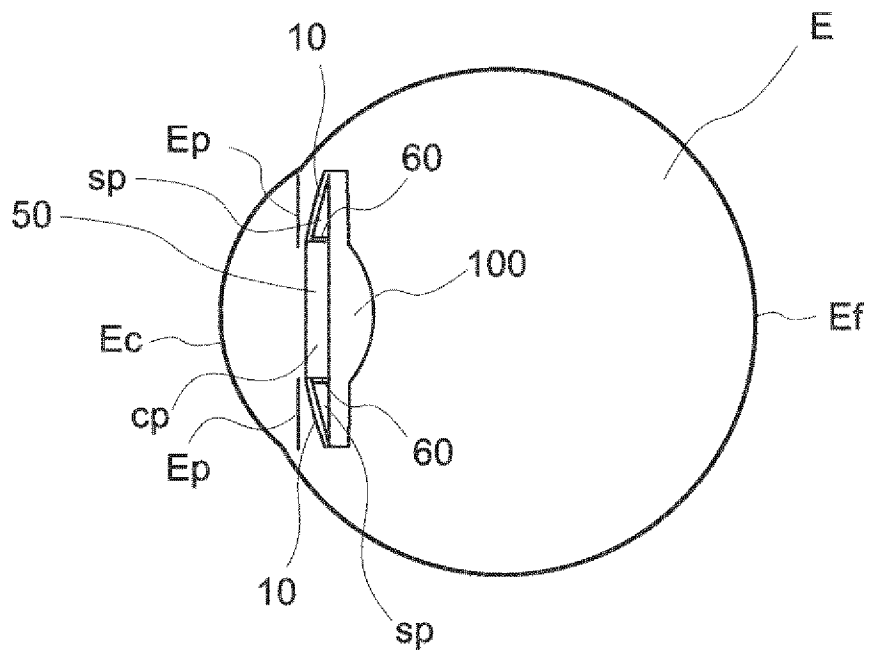
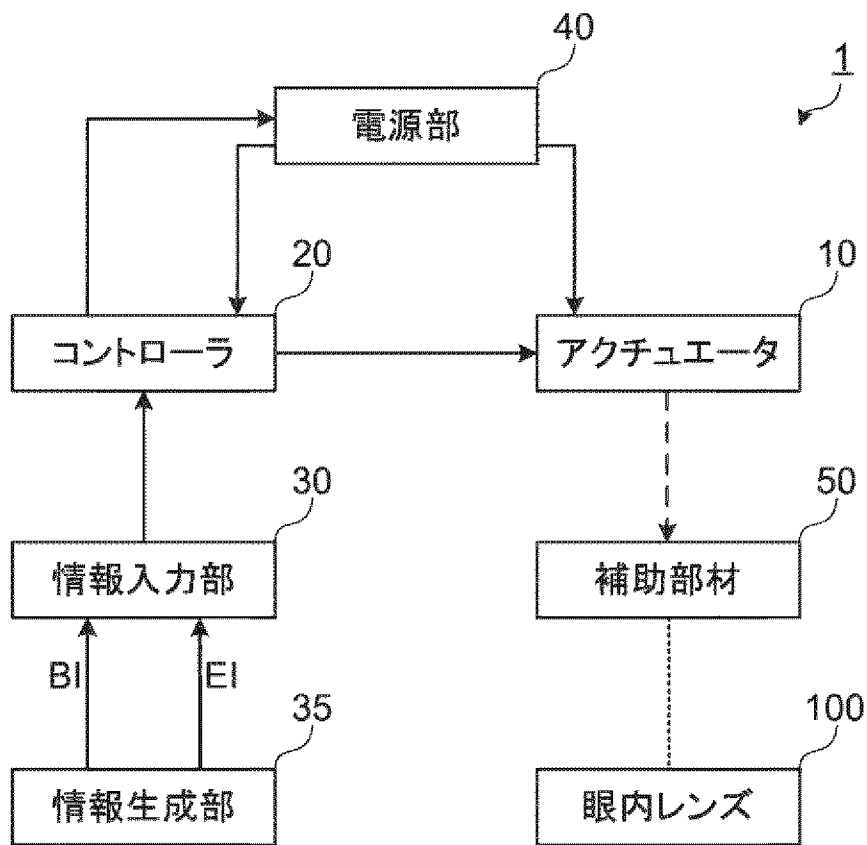
装置。

[請求項13] 少なくとも前記アクチュエータおよび前記補助部材は、水晶体囊内に配置されている

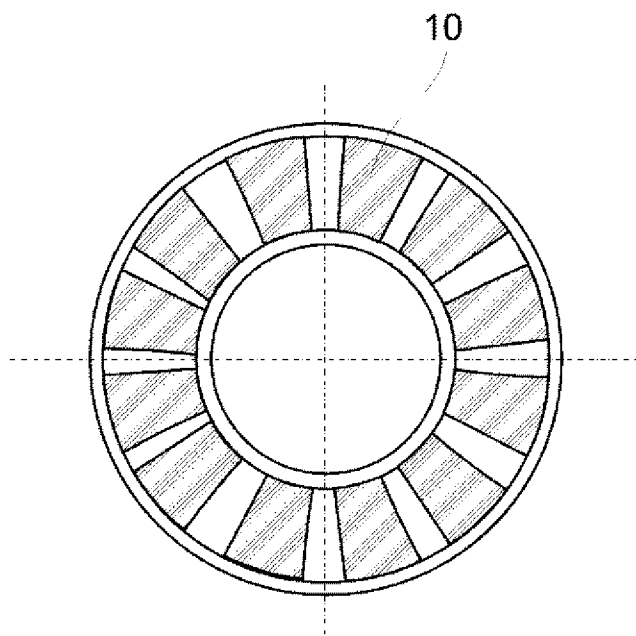
ことを特徴とする請求項10～請求項12のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。

[請求項14] 少なくとも前記アクチュエータおよび前記補助部材は、虹彩と水晶体との間に配置されている

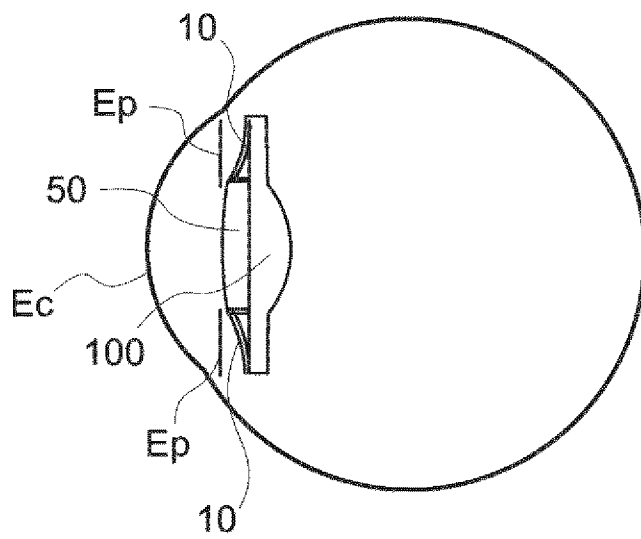
ことを特徴とする請求項10～請求項12のいずれか一項に記載の眼機能補助装置。



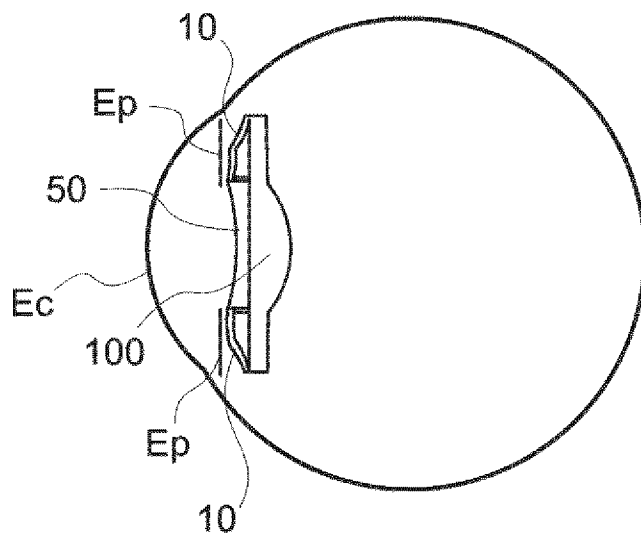
[図3]



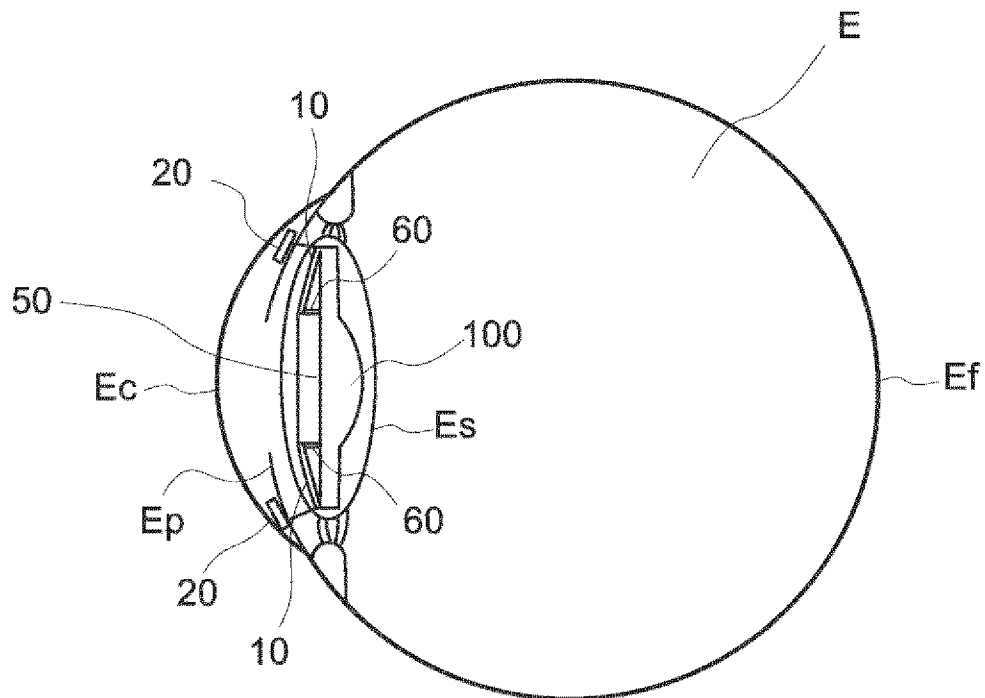
[図4A]



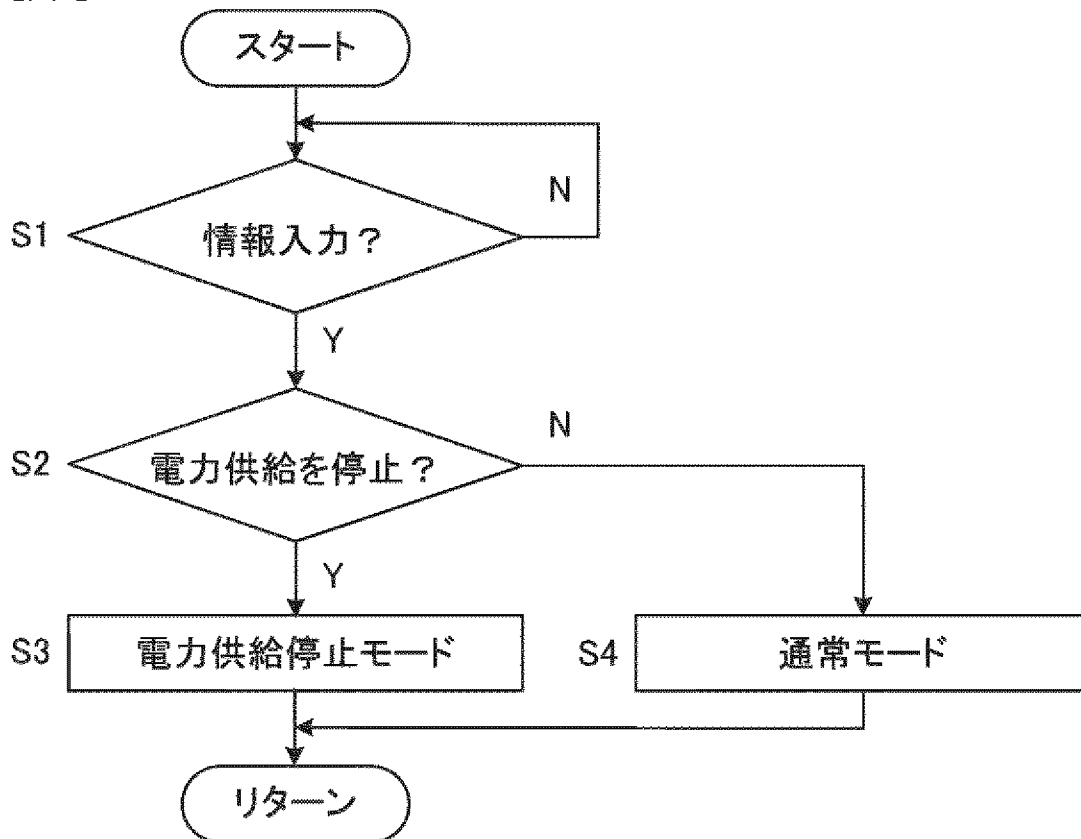
[図4B]



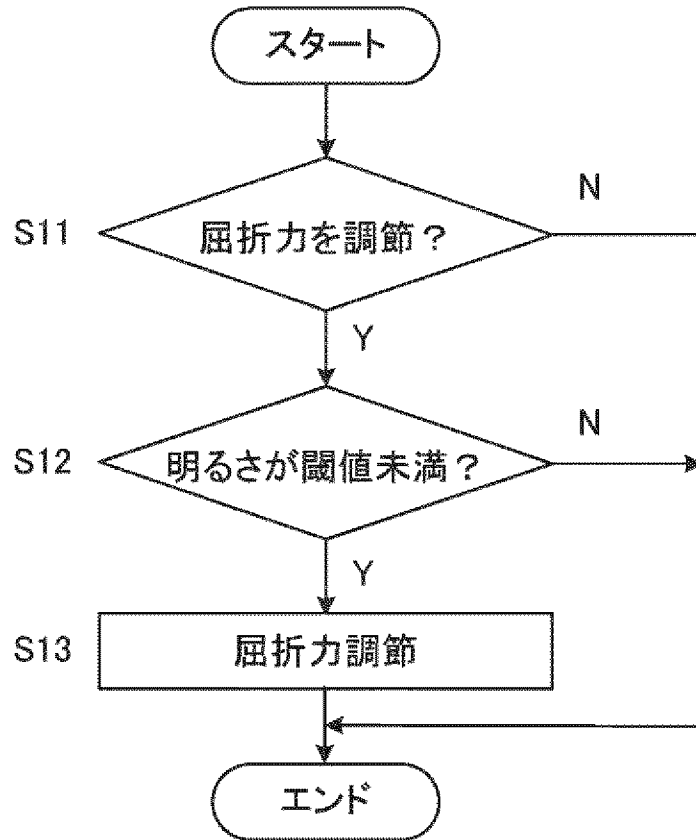
[図5]



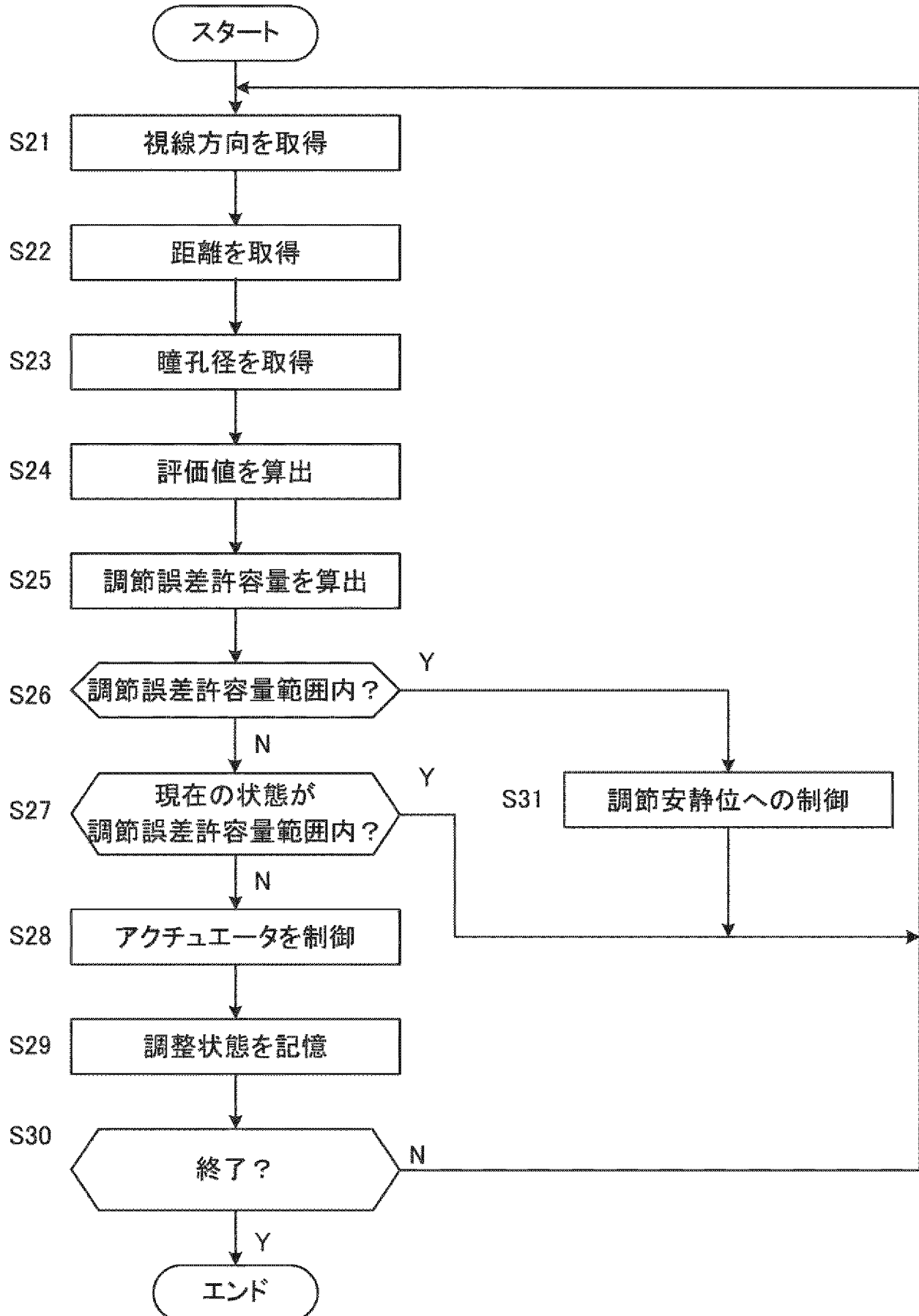
[図6]



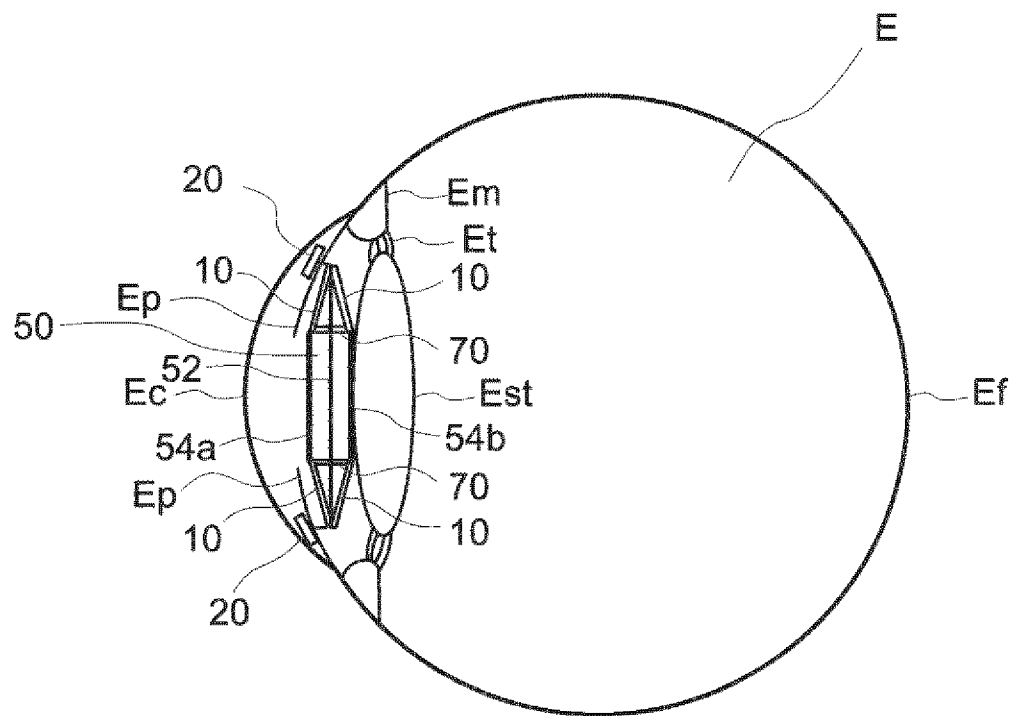
[図7]



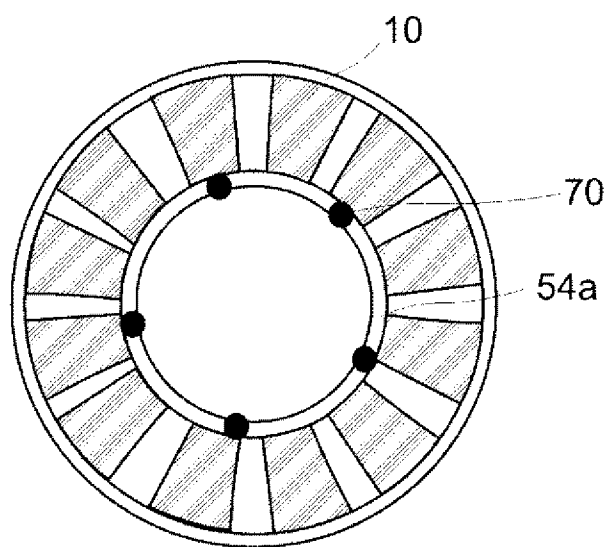
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/055023

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F2/16(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F2/16

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2013/0282117 A1 (Anthony Van HEUGTEN), 24 October 2013 (24.10.2013), paragraphs [0010] to [0044]; fig. 1 to 7 & JP 2015-519932 A & WO 2013/163025 A1 & EP 2841018 A1	1-14
Y	JP 2013-534847 A (Elenza, Inc.), 09 September 2013 (09.09.2013), paragraph [0052] & US 2014/0148899 A1 paragraph [0068] & WO 2011/163080 A1 & EP 2582313 A1	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 March 2016 (23.03.16)

Date of mailing of the international search report
05 April 2016 (05.04.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/055023

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 4898810 B2 (Forschungszentrum Karlsruhe GmbH), 21 March 2012 (21.03.2012), claims 6 to 16; paragraphs [0047] to [0059] & US 2009/0105817 A1 paragraphs [0059] to [0074] & WO 2007/020184 A1	1-14
Y	JP 2014-506173 A (Elenza, Inc.), 13 March 2014 (13.03.2014), paragraph [0071] & US 2013/0338767 A1 paragraph [0074] & WO 2012/092333 A1 & EP 2658479 A1	1-14
Y	JP 2012-531272 A (Alcon Research, Ltd.), 10 December 2012 (10.12.2012), paragraphs [0014] to [0018] & US 2010/0331977 A1 paragraphs [0017] to [0021] & WO 2010/151757 A1 & EP 2445448 A1	1-14
Y	JP 2005-531380 A (Francois Michel), 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0013] to [0020] & US 2006/0136055 A1 paragraphs [0018] to [0028] & WO 2004/004605 A1 & EP 1534190 A	1-14
A	US 2011/0125259 A1 (Simon KLINK), 26 May 2011 (26.05.2011), paragraph [0057]; fig. 1 to 7 & WO 2009/138468 A1 & EP 2291144 A1	1-14
A	US 2012/0179248 A1 (Dimitri T. AZAR), 12 July 2012 (12.07.2012), paragraph [0011]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61F2/16(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61F2/16

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	US 2013/0282117 A1 (Anthony Van HEUGTEN) 2013.10.24, [0010]-[0044], Fig. 1-7 & JP 2015-519932 A & WO 2013/163025 A1 & EP 2841018 A1	1-14
Y	JP 2013-534847 A (エレンザ, インコーポレイテッド) 2013.09.09, 【0052】 & US 2014/0148899 A1, [0068] & WO 2011/163080 A1 & EP 2582313 A1	1-14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

23.03.2016

国際調査報告の発送日

05.04.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

石田 宏之

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

31

9258

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 4898810 B2 (フォルシュングスツェントルム カールスルーエ ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング) 2012.03.21, 請求項6-16, 【0047】-【0059】 & US 2009/0105817 A1, [0059]-[0074] & WO 2007/020184 A1	1-14
Y	JP 2014-506173 A (エレンザ, インコーポレイテッド) 2014.03.13, 【0071】 & US 2013/0338767 A1, [0074] & WO 2012/092333 A1 & EP 2658479 A1	1-14
Y	JP 2012-531272 A (アルコン リサーチ, リミテッド) 2012.12.10, 【0014】-【0018】 & US 2010/0331977 A1, [0017]-[0021] & WO 2010/151757 A1 & EP 2445448 A1	1-14
Y	JP 2005-531380 A (フランソワ・ミシェル) 2005.10.20, 【0013】-【0020】 & US 2006/0136055 A1, [0018]-[0028] & WO 2004/004605 A1 & EP 1534190 A	1-14
A	US 2011/0125259 A1 (Simon KLINK) 2011.05.26, [0057], Fig.1-7 & WO 2009/138468 A1 & EP 2291144 A1	1-14
A	US 2012/0179248 A1 (Dimitri T. AZAR) 2012.07.12, [0011], FIG.1-3 (ファミリーなし)	1-14