

(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
2014年3月20日(20.03.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/041934 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 9/008 (2006.01) A61B 18/20 (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/071634
- (22) 国際出願日: 2013年8月9日(09.08.2013)
- (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 2012-202081 2012年9月13日(13.09.2012) 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: 武田 孝紀 (TAKEDA, Takanori); 〒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). 野村 和久 (NOMURA, Kazuhisa); 〒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).

(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).

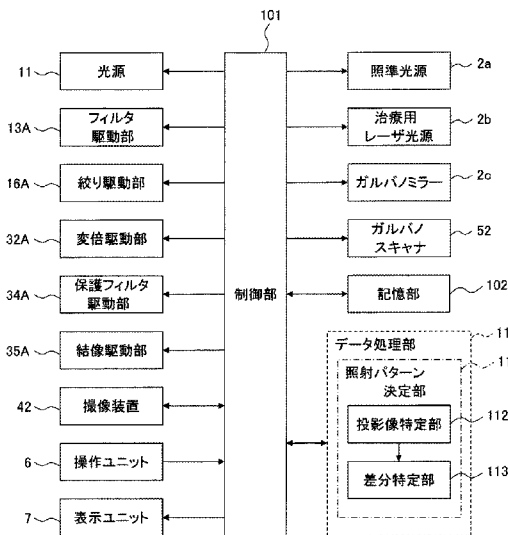
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, 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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ

[続葉有]

(54) Title: LASER THERAPY APPARATUS

(54) 発明の名称: レーザ治療装置



- 2a Sighting light source
2b Therapeutic laser light source
2c Galvano mirror
6 Operation unit
7 Display unit
11 Light source
13A Filter-driving unit
16A Aperture-driving unit
32A Variable power-driving unit
34A Protective filter-driving unit
35A Image formation-driving unit
42 Imaging device
52 Galvano scanner
101 Control unit
102 Storage unit
110 Data-processing unit
111 Irradiation pattern-determining section
112 Projection image-specifying part
113 Difference-specifying part

(57) Abstract: The present invention is designed to improve the safety of laser eye treatment. The laser therapy apparatus of an embodiment comprises an imaging system, an irradiation system, an irradiation pattern-determining section and a control unit. The imaging system images the eye being examined. The irradiation system irradiates sighting light of a specified pattern and therapeutic laser light toward the fundus of the eye being examined. The irradiation pattern-determining section determines the irradiation pattern for the therapeutic laser light on the basis of the image taken of the eye being examined that has been acquired by the imaging system and the specified pattern. The control unit controls the irradiation system so as to irradiate the therapeutic laser light in the determined irradiation pattern.

(57) 要約: 眼科レーザ治療の安全性の向上を図る。実施形態のレーザ治療装置は、撮影系と、照射系と、照射パターン決定部と、制御部とを有する。撮影系は、被検眼を撮影する。照射系は、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する。照射パターン決定部は、撮影系により取得された被検眼の撮影画像と、上記所定パターンとに基づいて、治療用レーザ光の照射パターンを決定する。制御部は、決定された照射パターンで治療用レーザ光を照射させるように照射系を制御する。



ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, 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： レーザ治療装置

技術分野

[0001] この発明は、眼科分野で用いられるレーザ治療装置に関する。

背景技術

[0002] レーザ治療装置は網膜の光凝固治療などに用いられる。レーザ治療装置において、所定パターンの照準光を用いて網膜の所望の領域に照準を合わせた後、この照準パターンが投影された眼底の位置（治療位置）に対して治療用レーザ光を照射するよう構成されたものが知られている（たとえば特許文献1、2を参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第4377405号

特許文献2：特表2009-514564号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] このように照準光を用いて決定された治療位置に対してレーザ治療を施す場合において、治療位置や照準パターン、被検眼の状態によっては、治療用レーザ光が目的の治療位置に照射されない可能性がある。

[0005] たとえば、眼底の周辺部をレーザ治療する場合や、照準パターンのサイズが大きい場合、或いは被検眼が小瞳孔眼である場合などにおいて、治療用レーザ光の一部が虹彩に遮られてしまうことが考えられる。このとき治療用レーザ光の種別などによっては虹彩に損傷を与えるおそれもある。

[0006] また、眼底の周辺部を治療する場合に、装置光学系やコンタクトレンズ、眼球光学系等の収差の影響で治療用レーザ光にボケが発生し、眼底への投影像のサイズが大きくなることがある。たとえば、所定パターンで照射される複数の治療用レーザ光の一部についてのみ、投影像が拡大してしまうことが

ある。そうすると、投影像が拡大された治療用レーザ光のエネルギー密度が他の治療用レーザ光よりも低くなり、治療効果が低下するおそれがある。

[0007] なお、これらの事態を回避するために、治療位置や照準パターンの調整をその都度行うことも考えられるが、手術時間や手間を考慮すると実用的とは言い難い。

[0008] この発明の目的は、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることにある。

[0009] また、この発明の他の目的は、眼科レーザ治療の効果低減を防止することにある。

課題を解決するための手段

[0010] 請求項 1 に記載の発明は、被検眼を撮影する撮影系と、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、前記撮影系により取得された被検眼の撮影画像と、前記所定パターンとに基づいて、治療用レーザ光の照射パターンを決定する照射パターン決定部と、決定された照射パターンで治療用レーザ光を照射させるように前記照射系を制御する制御部とを有するレーザ治療装置である。

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載のレーザ治療装置であって、前記撮影系は、所定パターンの照準光が照射されている状態の被検眼を撮影することで前記撮影画像を取得し、前記照射パターン決定部は、この撮影画像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記撮影画像を解析することで、前記撮影画像における照準光の投影像を特定する投影像特定部を含み、特定された投影像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載のレーザ治療装置であって、前記撮影画像は、被検眼の眼底の画像であり、前記照射パターン決定部は、前記所定パターンが示す配列と、前記投影像特定部により特定された投

影像の配列との差分を特定する差分特定部を含み、少なくとも前記差分に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 5 に記載の発明は、請求項 3 に記載のレーザ治療装置であって、前記撮影画像は、被検眼の眼底の画像であり、前記照射パターン決定部は、前記投影像特定部により特定された投影像に相当する画素情報に基づいて少なくとも一部の投影像を除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記投影像特定部により特定された投影像のうち相対的に低輝度の投影像を選択する第 1 の選択部を含み、少なくとも選択された投影像に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 5 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記投影像特定部により特定された投影像のうち相対的にサイズが大きい投影像を選択する第 2 の選択部を含み、少なくとも選択された投影像に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 5 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記投影像特定部により特定された投影像のうち形状が異なる投影像を選択する第 3 の選択部を含み、少なくとも選択された投影像に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 に記載のレーザ治療装置であって、前記撮影系は、レーザ治療用のコンタクトレンズが当接されている状態の被検眼を撮影することで前記撮影画像を取得し、前記照射パターン決定部は、この撮影画像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 10 に記載の発明は、請求項 9 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記コンタクトレンズが当接されている状態の前記撮影画像と前記所定パターンとに基づいて、前記所定パターンの一部を除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 11 に記載の発明は、請求項 9 または請求項 10 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記撮影画像に基づいて、前記照射系と前記コンタクトレンズとの間の相対位置情報を取得する相対位置情報取得部を含み、取得された相対位置情報と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 12 に記載の発明は、請求項 11 に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、取得された相対位置情報と前記所定パターンとに基づいて、前記所定パターンに含まれる照準光に付与される収差量を取得する収差量取得部を含み、取得された収差量に基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項 13 に記載の発明は、請求項 12 に記載のレーザ治療装置であって、1 つ以上の前記コンタクトレンズのそれぞれの収差を示す第 1 の収差情報を予め記憶した記憶部を有し、前記収差量取得部は、前記相対位置情報と前記所定パターンとに基づいて、前記所定パターンに含まれる照準光のコンタクトレンズに対する入射位置を求め、前記入射位置と前記第 1 の収差情報とに基づいて、当該照準光に付与される収差量を取得することを特徴とする。

また、請求項 14 に記載の発明は、請求項 13 に記載のレーザ治療装置であって、前記記憶部は、人眼の収差の標準値または被検眼の収差の実測値を示す第 2 の収差情報を予め記憶し、前記収差量取得部は、前記入射位置と前記第 1 の収差情報と前記第 2 の収差情報とに基づいて、前記収差量の取得を行うことを特徴とする。

また、請求項 15 に記載の発明は、請求項 9 ～請求項 14 のいずれか一項

に記載のレーザ治療装置であって、前記コンタクトレンズの前記撮影系側の位置に１つ以上のマーカが設けられており、前記照射パターン決定部は、前記撮影画像を解析することで、前記撮影画像における前記マーカの像を特定するマーカ像特定部を含み、特定された前記マーカの像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項１６に記載の発明は、請求項１５に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記撮影画像における前記マーカの像の位置と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項１７に記載の発明は、請求項１５に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部は、前記撮影画像における前記マーカの像の形状と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項１８に記載の発明は、請求項９～請求項１４のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記撮影系は、前記コンタクトレンズに対して平行光束が照射されている状態の被検眼を撮影することで前記撮影画像を取得し、前記照射パターン決定部は、この撮影画像における前記平行光束の反射像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項１９に記載の発明は、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、前記所定パターンの照準光の被検眼からの戻り光を検出する検出部と、前記戻り光の検出結果と前記所定パターンとに基づいて、治療用レーザ光の照射パターンを決定する照射パターン決定部と、決定された照射パターンで治療用レーザ光を照射させるように前記照射系を制御する制御部とを有するレーザ治療装置である。

また、請求項２０に記載の発明は、請求項１９に記載のレーザ治療装置であって、前記検出部は、前記戻り光の光量を検出し、前記照射パターン決定部は、前記光量の検出結果に基づいて、前記所定パターンの照準光のうち、

戻り光の光量が相対的に小さい照準光を選択する第４の選択部を含み、少なくとも選択された照準光に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする。

また、請求項２１に記載の発明は、請求項４～請求項８、請求項１０および請求項２０のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記照射パターン決定部により前記所定パターンの一部が除外された場合において、除外された部分が予め決められた高強度照射位置を含む場合、前記照射パターン決定部は、除外されなかった照射位置のうち少なくとも１つを新たな高強度照射位置に設定し、前記制御部は、前記新たな高強度照射位置に対して他の照射位置よりも高強度の治療用レーザ光を照射させるように前記照射系を制御することを特徴とする。

また、請求項２２に記載の発明は、請求項１～請求項２１のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記照射系は、眼底に対する治療用レーザ光の照射位置を変更するための走査部を含み、前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記走査部を制御することを特徴とする。

また、請求項２３に記載の発明は、請求項４～請求項８、請求項１０、請求項２０および請求項２１のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記照射系は、眼底に対する治療用レーザ光の照射位置を変更するための走査部と、治療用レーザ光の経路を、被検眼に向かう第１の経路と、被検眼に向かわない第２の経路とに切り替えるための経路切替部とを含み、前記制御部は、前記所定パターンに基づいて前記走査部を制御しつつ、前記所定パターンから除外された部分に対応する前記走査部の制御に同期して治療用レーザ光の経路を前記第２の経路に切り替えるよう前記経路切替部を制御することを特徴とする。

また、請求項２４に記載の発明は、請求項２３に記載のレーザ治療装置であって、前記経路切替部は、治療用レーザ光の経路に設けられ、治療用レーザ光を反射する反射面の向きを変更可能な第１の反射部材を含み、前記制御

部は、前記第 1 の反射部材の反射面の向きを変更することにより治療用レーザ光の経路の切り替えを行うことを特徴とする。

また、請求項 25 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記照射系は、その光軸に沿って移動可能とされ、眼底における治療用レーザ光の投影スポットのサイズを変更するためのフォーカシングレンズを含み、前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記フォーカシングレンズを移動させることを特徴とする。

また、請求項 26 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記照射系は、眼底における治療用レーザ光の投影スポットの非点収差を補正するためのバリアブルクロスシリンダレンズを含み、前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記バリアブルクロスシリンダレンズを制御することを特徴とする。

また、請求項 27 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記照射系は、治療用レーザ光を反射する反射面の形状を変更可能な第 2 の反射部材を含み、前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記第 2 の反射部材の反射面の形状を変更することを特徴とする。

また、請求項 28 に記載の発明は、請求項 1 ～請求項 18 のいずれか一項に記載のレーザ治療装置であって、前記撮影系により取得された撮影画像に基づいて報知を行う報知部を有することを特徴とする。

また、請求項 29 に記載の発明は、請求項 19 または請求項 20 に記載のレーザ治療装置であって、前記検出部による前記戻り光の検出結果に基づいて報知を行う報知部を有することを特徴とする。

また、請求項 30 に記載の発明は、被検眼を撮影する撮影系と、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、前記撮影系により取得された撮影画像に基づいて報知を行う報知部と

を有するレーザ治療装置である。

また、請求項 3 1 に記載の発明は、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、前記所定パターンの照準光の被検眼からの戻り光を検出する検出部と、前記検出部による前記戻り光の検出結果に基づいて報知を行う報知部とを有するレーザ治療装置である。

発明の効果

[0011] 実施形態に係るレーザ治療装置によれば、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることが可能である。

[0012] また、実施形態に係るレーザ治療装置によれば、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図2]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図3A]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3B]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3C]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3D]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3E]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3F]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3G]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3H]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3I]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3J]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3K]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図3L]実施形態に係るレーザ治療装置による照射光のパターンの例を示す概略図である。

[図4]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図5A]実施形態に係るレーザ治療装置の動作を説明するための概略図である。
。

[図5B]実施形態に係るレーザ治療装置の動作を説明するための概略図である。
。

[図6]実施形態に係るレーザ治療装置の動作例を示すフローチャートである。

[図7]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図8]実施形態に係るレーザ治療装置の動作例を示すフローチャートである。

[図9]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図10]実施形態に係るレーザ治療装置の動作を説明するための概略図である。
。

[図11]実施形態に係るレーザ治療装置の動作例を示すフローチャートである。
。

[図12]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図13]実施形態に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図14]実施形態に係るレーザ治療装置の動作例を示すフローチャートである。
。

[図15]変形例に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図16]変形例に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図17]変形例に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図18]変形例に係るレーザ治療装置の構成例を示す概略図である。

[図19A]変形例に係るレーザ治療装置の概略説明図である。

[図19B]変形例に係るレーザ治療装置の概略説明図である。

[図19C]変形例に係るレーザ治療装置の概略説明図である。

[図19D]変形例に係るレーザ治療装置の概略説明図である。

発明を実施するための形態

[0014] この発明に係るレーザ治療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。なお、以下の実施形態において、上記特許文献に記載された技術を任意に援用することが可能である。

[0015] 方向を定義しておく。装置光学系から患者に向かう方向を前方向とし、その逆方向を後方向とする。また、前方向に直交する水平方向を左右方向とする。更に、前後方向と左右方向の双方に直交する方向を上下方向とする。

[0016] 〈第1の実施形態〉

[構成]

この実施形態に係るレーザ治療装置1の構成の一例を図1に示す。レーザ治療装置1は、被検眼Eの眼底E fに対してレーザ治療を施すために使用される。レーザ治療装置1は、光源ユニット2と、スリットランプ3と、光ファイバ4と、処理ユニット5と、操作ユニット6とを有する。なお、スリットランプ3に代えて、手術用顕微鏡や、倒像鏡や、眼内挿入タイプの観察装置などを用いてもよい。

[0017] 光源ユニット2とスリットランプ3は、光ファイバ4を介して光学的に接続されている。光ファイバ4は、1つ以上の導光路を有する。光源ユニット2と処理ユニット5は、信号を伝送可能に接続されている。スリットランプ3と処理ユニット5は、信号を伝送可能に接続されている。操作ユニット6と処理ユニット5は、信号を伝送可能に接続されている。信号の伝送形態は有線でも無線でもよい。

[0018] 処理ユニット5は、ハードウェアとソフトウェアとの協働によって動作するコンピュータである。処理ユニット5が実行する処理については後述する。操作ユニット6は、各種のハードウェアキーおよび／またはソフトウェアキー（GUI）を含んで構成される。ハードウェアキーの例として、スリットランプ3に設けられたボタン・ハンドル・ノブや、スリットランプ3に接続されたコンピュータ（処理ユニット5等）に設けられたキーボード・ポインティングデバイス（マウス・トラックボール等）や、別途に設けられたフットスイッチ・操作パネルなどがある。ソフトウェアキーは、たとえばスリットランプ3や上記コンピュータに設けられた表示デバイスに表示される。

[0019] （光源ユニット2）

光源ユニット2は、眼底E fに照射される光を発生する。光源ユニット2は、照準光源2 aと、治療用レーザ光源2 bと、ガルバノミラー2 cと、遮光板2 dとを有する。なお、図1に示す部材以外の部材を光源ユニット2に設けることができる。たとえば、光ファイバ4の直前位置に、光源ユニット2により発生された光を光ファイバ4の端面に入射させるための光学素子（レンズ等）を設けることができる。

[0020] （照準光源2 a）

照準光源2 aは、レーザ治療を施す部位に照準を合わせるための照準光L Aを発生する。照準光源2 aとしては任意の光源が用いられる。たとえば、眼底E fを目視観察しつつ照準を合わせる構成が適用される場合、術者眼E。により認識可能な可視光を発する光源（レーザ光源、発光ダイオード等）が照準光源2 aとして用いられる。また、眼底E fの撮影画像を観察しつつ照準を合わせる構成が適用される場合、撮影画像を取得するための撮像素子が感度を有する波長帯の光を発する光源（レーザ光源、発光ダイオード等）が照準光源2 aとして用いられる。照準光L Aは、ガルバノミラー2 cに導かれる。照準光源2 aの動作は、処理ユニット5により制御される。

[0021] （治療用レーザ光源2 b）

治療用レーザ光源2 bは、眼底E fのレーザ治療に用いられる光（治療用

レーザ光 L_T)を発する。治療用レーザ光 L_T は、その用途に応じて可視レーザ光でも不可視レーザ光でもよい。また、治療用レーザ光源 $2b$ は、異なる波長帯のレーザ光を発する単一のレーザ光源または複数のレーザ光源であってよい。治療用レーザ光 L_T は、ガルバノミラー $2c$ に導かれる。治療用レーザ光源 $2b$ の動作は、処理ユニット 5 により制御される。

[0022] (ガルバノミラー $2c$)

ガルバノミラー $2c$ は、反射面を有するミラーと、ミラーの向き(反射面の向き)を変更するアクチュエータとを含んで構成される。照準光 L_A と治療用レーザ光 L_T は、ガルバノミラー $2c$ の反射面の同じ位置に到達するようになっている。なお、照準光 L_A と治療用レーザ光 L_T をまとめて「照射光」と呼ぶことがある。ガルバノミラー $2c$ (の反射面)の向きは、少なくとも、照射光を光ファイバ 4 に向けて反射させる向き(照射用向き)と、照射光を遮光板 $2d$ に向けて反射させる向き(停止用向き)とに変更される。ガルバノミラー $2c$ の動作は、処理ユニット 5 により制御される。

[0023] (遮光板 $2d$)

ガルバノミラー $2c$ が停止用向きに配置されている場合、照射光は遮光板 $2d$ に到達する。遮光板 $2d$ は、たとえば照射光を吸収する材質および／または形態からなる部材であり、遮光作用を有する。

[0024] この実施形態では、照準光源 $2a$ と治療用レーザ光源 $2b$ は、それぞれ連続的に光を発生する。そして、ガルバノミラー $2c$ を照射用向きに配置させることで、照射光を被検眼 E に照射させる。また、ガルバノミラー $2c$ を停止用向きに配置させることで、被検眼 E に対する照射光の照射を停止させる。

[0025] (スリットランプ 3)

スリットランプ 3 は、被検眼 E の前眼部および眼底 E_f の観察に用いられる装置である。より詳しく説明すると、スリットランプ 3 は、被検眼 E をスリット光で照明し、この照射野を拡大観察するための眼科装置である。なお、「観察」には、肉眼での観察と、撮像素子による撮影画像の観察の一方ま

たは双方が含まれる。この実施形態のスリットランプ 3 は、肉眼観察を可能とし、かつ被検眼 E の撮影も可能とするものである。

[0026] スリットランプ 3 は、照明部 3 a と、観察部 3 b と、接眼部 3 c と、レーザ照射部 3 d とを有する。照明部 3 a には、図 2 に示す照明系 10 が格納されている。観察部 3 b と接眼部 3 c には、観察系 30 が格納されている。レーザ照射部 3 d には、レーザ照射系 50 が格納されている。

[0027] 図示は省略するが、スリットランプ 3 には、従来と同様に、レバー、ハンドル、ボタン、ノブ等の操作部材が設けられている。これら操作部材は、機能的に操作ユニット 6 に含まれる。なお、図 1 に示す構成では、操作ユニット 6 からの信号を受けた処理ユニット 5 がスリットランプ 3 を制御するようになっているが、このような電氣的な駆動力を用いて動作する機構だけでなく、操作者が印加した駆動力を用いて動作する機構を適用することもできる。

[0028] (スリットランプ 3 の光学系)

図 2 を参照してスリットランプ 3 の光学系について説明する。なお、図 2 には、眼底 E f のレーザ治療に用いられるコンタクトレンズ CL が示されている。スリットランプ 3 は、照明系 10 と、観察系 30 と、レーザ照射系 50 とを有する。

[0029] (照明系 10)

照明系 10 は、被検眼 E を観察するための照明光を出力する。照明部 3 a は、照明系 10 の光軸（照明光軸）10 a の向きを左右方向および上下方向に変更可能に構成されている。それにより、被検眼 E の照明方向を任意に変更することができる。

[0030] 照明系 10 は、光源 11 と、集光レンズ 12 と、フィルタ 13、14 および 15 と、スリット絞り 16 と、結像レンズ 17、18 および 19 と、偏向部材 20 とを有する。

[0031] 光源 11 は照明光を出力する。なお、照明系 10 に複数の光源を設けてもよい。たとえば、定常光を出力する光源（ハロゲンランプ、LED 等）と、

フラッシュ光を出力する光源（キセノンランプ、LED等）の双方を光源11として設けることができる。また、角膜観察用の光源と眼底観察用の光源とを別々に設けてもよい。集光レンズ12は、光源11から出力された光を集めるレンズ（系）である。光源11の動作は、処理ユニット5により制御される。

[0032] フィルタ13～15は、それぞれ、照明光の特定の成分を除去または弱める作用を持つ光学素子である。フィルタ13～15としては、たとえば、ブルーフィルタ、無赤色フィルタ、減光フィルタ、防熱フィルタ、角膜蛍光フィルタ、色温度変換フィルタ、演色性変換フィルタ、紫外線カットフィルタ、赤外線カットフィルタなどがある。各フィルタ13～15は、照明光の光路に対して挿脱可能とされている。フィルタ13～15の挿脱は、処理ユニット5により制御される。

[0033] スリット絞り16は、スリット光（細隙光）を生成するためのスリットを形成する。スリット絞り16は、一对のスリット刃を有する。これらスリット刃の間隔を変化させることによりスリット幅が変更される。なお、スリット絞り16以外の絞り部材を照明系10に設けることができる。この絞り部材の例として、照明光の光量を変更するための照明絞りや、照明野のサイズを変更するための照明野絞りなどがある。また、これら絞り部材以外の部材を用いて照明光の光量や照射野のサイズを変更することが可能である。このような部材の例として液晶シャッタがある。スリット絞り16、照明絞り、照明野絞り、および液晶シャッタのそれぞれの動作は、処理ユニット5により制御される。

[0034] 結像レンズ17、18および19は、照明光の像を形成するためのレンズ系である。偏向部材20は、結像レンズ17～19を経由した照明光を偏向して被検眼Eに照射させる。偏向部材20としては、たとえば反射ミラーまたは反射プリズムが用いられる。

[0035] 上記以外の部材を照明系10に設けることができる。たとえば、偏向部材20の後段に、拡散板を挿脱可能に設けることができる。拡散板は、照明光

を拡散することにより、照明野の明るさを一様にする。また、照明光による照明野の背景領域を照明する背景光源を設けることができる。

[0036] (観察系 30)

観察系 30 は、被検眼 E による照明光の反射光を術者眼 E₀ に案内する光学系である。観察系 30 は、左右両眼での観察を可能とする左右一对の光学系を有する。左右の光学系は実質的に同一の構成を有するので、図 2 には一方の光学系のみが示されている。

[0037] 観察部 3 b は、観察系 30 の光軸（観察光軸）30 a の向きを左右方向および上下方向に変更可能に構成されている。それにより、被検眼 E の観察方向を任意に変更することができる。

[0038] 観察系 30 は、対物レンズ 31 と、変倍レンズ 32 および 33 と、保護フィルタ 34 と、結像レンズ 35 と、正立プリズム 36 と、視野絞り 37 と、接眼レンズ 38 とを有する。また、観察系 30 には後述の撮影系が設けられている。

[0039] 対物レンズ 31 は、被検眼 E に対峙する位置に配置される。対物レンズ 31 は、左右の光学系に共通であってもよいし、左右別々に設けられていてもよい。

[0040] 変倍レンズ 32 および 33 は、変倍光学系（ズームレンズ系）を構成する。各変倍レンズ 32 および 33 は、観察光軸 30 a に沿って移動可能とされている。それにより、被検眼 E の肉眼観察像や撮影画像の倍率（画角）を変更できる。倍率の変更は、たとえば、観察部 3 b に設けられた倍率変更ノブを手動で操作することにより行われる。また、処理ユニット 5 が、操作ユニット 6 に含まれるスイッチ等による操作に基づいて、倍率を制御するようにしてもよい。

[0041] また、変倍光学系として、観察系 30 の光路に対して選択的に挿入可能な複数の変倍レンズ群を設けてもよい。これら変倍レンズ群は、それぞれ異なる倍率を付与するように構成されている。観察系 30 の光路に配置された変倍レンズ群が変倍レンズ 32 および 33 として用いられる。倍率の変更、つ

まり観察系30の光路に配置される変倍レンズ群の切り替えは、たとえば、観察部3bに設けられた倍率変更ノブを手動で操作することにより行われる。

[0042] 保護フィルタ34は、被検眼Eに照射されるレーザ光を遮蔽するフィルタである。それにより、術者眼E₀をレーザ光から保護することができる。保護フィルタ34は、たとえば、レーザ治療（またはレーザ出力）の開始トリガに対応して光路に挿入される。通常の観察時には、保護フィルタ34は光路から退避される。保護フィルタ34の挿脱は、処理ユニット5により制御される。

[0043] 結像レンズ35は、被検眼Eの像を結ばせるレンズ（系）である。正立プリズム36は、接眼レンズ37を介して観察される像を正立像にする光学部材であり、プリズム36aおよび36bを含んで構成される。接眼レンズ37は正立プリズム36と一体的に移動する。正立プリズム36と接眼レンズ37は接眼部3cに格納されている。観察系30を構成する他の部材は、観察部3bに格納されている。

[0044] 被検眼Eを撮影する撮影系について説明する。撮影系は、観察光軸30aから分岐した光路上に設けられた撮像装置42を含む。この分岐は、結像レンズ35と正立プリズム36との間に設けられたビームスプリッタ（ハーフミラー等）41により実現される。つまり、本例における撮影系は、対物レンズ31と、変倍レンズ32および33と、保護フィルタ34と、結像レンズ35と、ビームスプリッタ41と、撮像装置42とを含んで構成される。撮像装置42は、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサ等の撮像素子を含む。また、撮像装置42は、レンズ等の光学素子を含んでいてもよい。

[0045] 撮像装置42（上記撮像素子）は、照射光（照準光L_Aおよび／または治療用レーザ光L_T）の波長帯に感度を有する。よって、照射光を眼底E_fに照射した状態で撮像装置42による撮影を行うと、その撮影画像には眼底E_fに対する照射光の投影パターンが描出される。また、撮像装置42は、照

明系 10 による照明光の波長帯に感度を有していてもよい。その場合、撮影画像には、眼底 E f の形態（つまり眼底 E f の正面画像）と、照射光の投影パターンとが描出される。

[0046] 撮像装置 42 を用いた撮影の対象は眼底 E f には限定されず前眼部であってもよい。撮像装置 42 による撮影対象の選択は、たとえば、結像レンズ 35 や、撮像装置 42 内部のレンズを制御することにより行われる。

[0047] （レーザ照射系 50）

レーザ照射系 50 は、光源ユニット 2 から光ファイバ 4 を介してスリットランプ 3 に伝送された照射光を被検眼 E に導く光学系である。

[0048] レーザ照射系 50 は、コリメータレンズ 51 と、ガルバノスキャナ 52 と、ミラー 53 と、リレーレンズ 54 および 55 と、ミラー 56 と、コリメータレンズ 57 と、偏向部材 58 とを有する。

[0049] コリメータレンズ 51 は、光ファイバ 4 から出力された照射光を平行光束にする。ガルバノスキャナ 52 は、照射光を 2 次元的に偏向する。ガルバノスキャナ 52 は、たとえば、照射光を左右方向に偏向するためのガルバノミラーと、照明光を上下方向に偏向するためのガルバノミラーとを含む。これらガルバノミラーは、反射面の偏向可能方向が互いに直交している。これらガルバノミラーの向きをそれぞれ独立に変更することで、照射光の 2 次元的な偏向が実現される。ガルバノスキャナ 52 の動作は、処理ユニット 5 により制御される。

[0050] ミラー 53 は、ガルバノスキャナ 52 を経由した照射光を反射して、その進行方向を変える。リレーレンズ 54 および 55 は、ミラー 53 により反射された照射光をリレーする。ミラー 56 は、リレーレンズ 54 および 55 を経由した照射光を反射して、その進行方向を変える。コリメータレンズ 57 は、リレーレンズ 54 および 55 を経由した照射光を収束光束にする。偏向部材 58 は、対物レンズ 31 の後方に配置され、コリメータレンズ 57 を経由した照射光を偏向して被検眼 E に照射させる。

[0051] [照射光のパターン]

照射光のパターンについて説明する。照射光のパターンには様々な条件（照射条件）がある。照射光の投影像（つまり眼底に対する照射光の照射範囲）をスポットと呼ぶ。照射条件としては、複数のスポットの配列（配列条件）、配列のサイズ（配列サイズ条件）、配列の向き（配列方向条件）、各スポットのサイズ（スポットサイズ条件）、スポットの間隔（スポット間隔条件）などがある。その他、スポットの個数（スポット数条件）なども考えられるが、他の条件（の組み合わせ）と実質的に同一視することができる。

[0052] 配列条件は、複数のスポットがどのように配列されているかを示す条件である。配列条件には、たとえば上記特許文献に記載されているように、様々なものがある。その具体例として、円状配列（図3A）、楕円状配列（図3B）、矩形状配列（図3C）、弧状配列（図3D）、直線状配列（図3E）、円板状配列（図3F）、楕円板状配列（図3G）、矩形板状配列（格子状配列：図3H）、扇形板状配列（図3I）、幅の有る円状配列（円環状配列（図3J））、幅の有る弧状配列（円環状配列の一部：部分円環状配列（図3K））、幅の有る直線状配列（帯状配列（図3L））などがある。また、ユーザが任意に配列を設定できるように構成することも可能である。また、複数の配列を組み合わせ使用することも可能である（たとえば特許文献1の図6（h））。配列条件は、ガルバノスキャナ52の制御に用いられる。

[0053] 配列サイズ条件は、或る配列において、その配列をどのようなサイズで投影するかを示す条件である。たとえば、円状配列において、そのサイズ（たとえば径）を示すパラメータが配列サイズ条件である。配列サイズ条件については、これを任意に設定できるように構成してもよいし、これの選択肢（たとえば大、中、小）を設けるように構成してもよい。配列サイズ条件は、ガルバノスキャナ52の制御に用いられる。

[0054] 配列方向条件は、或る配列において、その配列をどのような向きで投影するかを示す条件である。たとえば、弧状配列の向きを示すパラメータが配列方向条件である。配列方向条件については、これを任意に設定できるように構成してもよいし、これの選択肢（たとえば上向き、下向き、左向き、右向

き)を設けるように構成してもよい。配列方向条件は、ガルバノスキャナ52の制御に用いられる。

[0055] スポットサイズ条件は、各スポットをどの程度のサイズで投影するかを示す条件である。たとえば、円状配列において、各スポットの投影サイズ(径、面積、周囲長等)を変更することで、異なるパターンの円状配列を適用することができる。スポットサイズ条件については、これを任意に設定できるように構成してもよいし、これの選択肢(たとえば大、中、小)を設けるように構成してもよい。なお、或る配列において、全てのスポットサイズが同じである必要はない。その場合、或る配列を複数の部分に分け、各部分についてスポットサイズを個別に設定するように構成することができる。

[0056] スポットサイズを変更するための構成について説明する。光ファイバ4が単一の導光路からなる場合、スポットサイズを変更するための光学部材がレーザ照射系50に設けられる。この光学部材は、たとえば変倍レンズ(系)である。処理ユニット5は、レーザ照射系50の光軸(照射光軸)50aに沿って変倍レンズを移動させることにより、設定されたスポットサイズを実現する。

[0057] 光ファイバ4が2つ以上の導光路を有する場合、これら導光路の径をそれぞれ異ならせることができる。この場合、2つ以上の導光路を択一的に使用することで、被検眼Eに照射される光のスポットサイズが変更される。処理ユニット5は、目的のスポットサイズに対応する導光路に照射光が入射される向きに、光源ユニット2のガルバノミラー2cを配置させる。

[0058] 光ファイバ4は、パターンを保持しつつ光を伝送することが可能なイメージングファイバ(画像伝送ファイバ)であってもよい。この場合、光ファイバ4の前段または後段の任意の位置に、スポットサイズを変更するための光学部材(変倍レンズ等)が設けられる。この光学部材の制御は、光ファイバ4が単一の導光路からなる場合と同様である。また、光源ユニット2には、光ファイバ4(イメージングファイバ)に所定パターンの照射光を入射するためのガルバノスキャナが設けられる。このガルバノスキャナは、たとえば

ガルバノミラー 2 c の代わりに設けられる。また、レーザ照射系 5 0 にガルバノスキャナ 5 2 を設ける必要はない。

[0059] スポット間隔条件は、隣接するスポットをどの程度の間隔（ピッチ）で投影するかを示す条件である。スポット間隔条件については、これを任意に設定できるように構成してもよいし、これの選択肢（たとえば疎、密）を設けるように構成してもよい。なお、或る配列において、全てのスポット間隔が同じである必要はない。その場合、或る配列を複数の部分に分け、各部分についてスポット間隔を個別に設定するように構成することができる。スポット間隔条件は、ガルバノスキャナ 5 2 の制御に用いられる。

[0060] 照射条件には、照射光のパターン以外の事項に関するものも含まれる。たとえば、複数種別の照射光を選択的に使用可能な場合、照射光の種別を照射条件に含めることができる。照射条件の種別の具体例として、レーザ光の種別（波長、用途等）がある。このような照射光種別条件は、照準光源 2 a および／または治療用レーザ光源 2 b の制御に用いられる。

[0061] また、照射条件は、照射光の強度に関する条件を含んでいてもよい。この照射強度条件の例として、照準光源 2 a や治療用レーザ光源 2 b による照射光の出力強度を示す出力強度条件がある。出力強度条件は、照準光源 2 a および／または治療用レーザ光源 2 b の制御に用いられる。また、出力強度条件は、治療用レーザ光源 2 b から出力される治療用レーザ光（レーザ光）のエネルギーを示すパラメータを含んでいてもよい。

[0062] 照射強度条件の他の例として、照射光の光量を減光部材によって調整するための条件（減光条件）がある。減光部材としては減光フィルタがある。より具体的には、1つの減光フィルタを光路に挿脱する構成や、透過率が異なる複数の減光フィルタを選択的に光路に配置可能な構成などがある。

[0063] [制御系]

レーザ治療装置 1 の制御系について、図 4 を参照しながら説明する。レーザ治療装置 1 の制御系は、処理ユニット 5 に設けられた制御部 1 0 1 を中心に構成される。なお、図 4 には、この実施形態で特に注目する構成部位のみ

が記載されており、それ以外の構成部位は省略されている。

[0064] (制御部 101)

制御部 101 は、レーザ治療装置 1 の各部を制御する。たとえば、制御部 101 は、光源ユニット 2 の制御、表示ユニット 7 の制御、照明系 10 の制御、観察系 30 の制御、レーザ照射系 50 の制御などを行う。

[0065] 光源ユニット 2 の制御として、制御部 101 は、照準光源 2a の制御、治療用レーザ光源 2b の制御、ガルバノミラー 2c の制御などを行う。照準光源 2a および治療用レーザ光源 2b の制御は、照射光の出力のオン／オフ、照射光の出力強度（出力光量）の制御などを含む。また、1 つ以上の治療用レーザ光源 2b により複数種別の治療用レーザ光 LT を出力可能な構成が適用される場合、制御部 101 は、治療用レーザ光 LT を選択的に出力させるように治療用レーザ光源 2b を制御する。ガルバノミラー 2c の制御は、ガルバノミラー 2c の反射面の向きを変更する制御を含む。

[0066] 表示ユニット 7 は、制御部 101 の制御を受けて各種の情報を表示する。表示ユニット 7 は、LCD 等のフラットパネルディスプレイ、CRT ディスプレイなどの任意の表示デバイスを含んで構成される。表示ユニット 7 は、たとえばスリットランプ 3 または処理ユニット 5（コンピュータ）に設けられる。なお、操作ユニット 6 が GUI を含む場合、制御部 101 は、GUI の表示制御や、GUI に対する操作に基づく装置各部の動作制御を行う。

[0067] 照明系 10 の制御として、制御部 101 は、光源 11 の制御、フィルタ 13～15 の制御、スリット絞り 16 の制御、その他の絞り部材の制御などを行う。光源 11 の制御は、照明光の出力のオン・オフ、照明光の出力強度（出力光量）の制御などを含む。

[0068] フィルタ 13～15 の制御は、照明光軸 10a に対してフィルタ 13～15 をそれぞれ独立に挿脱する制御を含む。フィルタ 13～15 の制御は、フィルタ駆動部 13A を制御することにより行われる。フィルタ駆動部 13A は、ソレノイドやパルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力をフィルタ 13～15 に伝達する機構とを含む。

- [0069] スリット絞り 16 の制御は、一对のスリット刃の間隔を変更する制御や、一对のスリット刃を一体的に移動させる制御などを含む。前者の制御は、スリット幅の変更制御に相当する。後者の制御は、スリット幅を一定に保った状態で照明光（スリット光）の照射位置を変更する制御に相当する。その他の絞り部材には、前述のように、照明光の光量を変更するための照明絞りや、照明野のサイズを変更するための照明野絞りがある。スリット絞り 16、照明絞り、照明野絞りの制御は、絞り駆動部 16 A を制御することによりそれぞれ独立に行われる。絞り駆動部 16 A は、パルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を絞り部材に伝達する機構とを含む。
- [0070] 観察系 30 の制御として、制御部 101 は、変倍レンズ 32 および 33 の制御、保護フィルタ 34 の制御、結像レンズ 35 の制御などを行う。変倍レンズ 32 および 33 の制御は、変倍駆動部 32 A を制御してこれらを観察光軸 30 a に沿って移動させるものである。それにより、観察倍率（画角）が変更される。変倍駆動部 32 A は、パルスモータ等のアクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を変倍レンズ 32 および 33 に伝達する機構とを含む。変倍光学系として複数の変倍レンズ群が設けられている場合、変倍駆動部 32 A は、これら変倍レンズ群を観察系 30 の光路に対して選択的に挿入させる機構を含む。制御部 101 は、この変倍駆動部 32 A を制御することで観察倍率（画角）の変更を行う。保護フィルタ 34 の制御は、保護フィルタ駆動部 34 A を制御して、保護フィルタ 34 を観察光軸 30 a に対して挿脱するものである。結像レンズ 35 の制御は、結像駆動部 35 A を制御することにより、結像レンズ 35 を観察光軸 30 a に沿って移動させるものである。それにより、術者眼 E₀ による観察像のピント合わせがなされる。
- [0071] 制御部 101 は、撮影系の制御を行う。撮影系の制御としては、撮像装置 42 の制御がある。撮像装置 42 の制御には、撮像素子の蓄積時間の制御や、内蔵の光学素子による合焦制御などがある。また、撮像系の他の制御とし

て、上記した観察系 30 の制御と同様に、変倍レンズ 32 および 33 の制御（撮影倍率・画角の変更制御）や、結像レンズ 35 の制御（ピント合わせ）などがある。また、ビームスプリッタ 41 を観察系 30 の光路に対して挿脱可能に構成する場合において、制御部 101 は、当該動作を行うための機構を制御する。

[0072] レーザ照射系 50 の制御として、制御部 101 は、ガルバノスキャナ 52 の制御などを行う。ガルバノスキャナ 52 は、前述のように、照射光を左右方向に偏向するためのガルバノミラー（第 1 のガルバノミラー）と、照明光を上下方向に偏向するためのガルバノミラー（第 2 のガルバノミラー）とを含む。制御部 101 は、第 1 のガルバノミラーの反射面の向きと、第 2 のガルバノミラーの反射面の向きとを、それぞれ独立に変更する。それにより、光源ユニット 2 から光ファイバ 4 を介して入射された照射光を 2 次元的に偏向することができる。

[0073] 制御部 101 は、記憶部 102 に記憶されたデータの読み出し処理や、記憶部 102 に対するデータの書き込み処理を行う。

[0074] 制御部 101 は、マイクロプロセッサ、RAM、ROM、ハードディスクドライブ等を含んで構成される。このハードディスクドライブには、制御プログラムが予め記憶されている。制御部 101 の動作は、この制御プログラムと上記ハードウェアとが協働することによって実現される。また、制御部 101 は、外部装置と通信するための通信デバイスを含んでいてもよい。制御部 101 は「制御部」に含まれる。

[0075] （記憶部 102）

記憶部 102 は各種のデータやコンピュータプログラムを記憶する。記憶部 102 は、たとえば RAM、ROM、ハードディスクドライブ等の記憶装置を含んで構成される。記憶部 102 は「制御部」に含まれる。

[0076] （操作ユニット 6、表示ユニット 7）

操作ユニット 6 は、前述のように、各種のハードウェアキーおよび／またはソフトウェアキーを含んで構成される。また、表示ユニット 7 は、各種の

情報を表示する。

[0077] 操作ユニット6は、照射光の照射条件の設定に用いられる。照射条件の設定操作は、たとえば、所定のハードウェアキーまたはソフトウェアキーを用いて行われる。前者の具体例として、配列条件、配列サイズ条件、配列方向条件、スポットサイズ条件、スポット間隔条件、スポット数条件、照射光種別条件、照射強度条件（出力強度条件、減光条件）など、任意の照射条件を設定するためのハードウェアキーが操作ユニット6に予め設けられる。ユーザは所望の照射条件に対応するハードウェアキーを操作することで、照射条件の設定を行う。後者の具体例として、上記のような照射条件を設定するための設定画面が、制御部101によって表示ユニット7に表示される。ユーザは、表示された設定画面に設けられたGUIを操作ユニット6によって操作することにより、照射条件の設定を行う。

[0078] また、操作ユニット6は、眼底Efに対する照射光の照射位置を移動するために用いられる。照射位置の移動操作についても、所定のハードウェアキーまたはソフトウェアキーを用いて行われる。なお、照射位置の移動は、たとえば、制御部101がガルバノスキャナ52を制御することにより、またはスリットランプ3の光学系を移動制御することにより行われる。なお、後者の場合、光学系を移動させるための移動機構（光学系移動機構）がスリットランプ3に設けられる。この光学系移動機構は、電動制御されるものであり、アクチュエータと、このアクチュエータにより発生された駆動力を伝達する機構とを含んで構成される。また、ユーザにより行われた操作を駆動力としてスリットランプ3の光学系を移動させることにより光学系を移動させるように構成することも可能である。

[0079] 図4では、操作ユニット6と表示ユニット7とを別々に表しているが、これらを一体的に構成することも可能である。その具体例として、タッチパネル式のLCDを用いることができる。

[0080] （データ処理部110）

データ処理部110は各種のデータ処理を行う。データ処理部110には

、照射パターン決定部 1 1 1 が設けられている。

[0081] (照射パターン決定部 1 1 1)

照射パターン決定部 1 1 1 は、所定パターンの照準光 L A が照射されている状態の被検眼 E を撮影系により撮影して取得された撮影画像と、当該照準光 L A の所定パターンとに基づいて、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。つまり、照射パターン決定部 1 1 1 は、被検眼 E に対して照射された照準光 L A のパターンと、実際に撮影画像に描出されている照準光 L A のパターンとに基づいて、引き続き行われるレーザ治療で用いられる治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。撮影画像は、眼底 E f の正面画像（眼底像）でもよいし、前眼部の正面画像（前眼部像）でもよい。

[0082] (投影像特定部 1 1 2)

照射パターン決定部 1 1 1 は、投影像特定部 1 1 2 を含む。投影像特定部 1 1 2 は、所定パターンの照準光 L A が照射されている状態の被検眼 E を撮影系により撮影して取得された撮影画像を解析することで、この撮影画像における照準光 L A の投影像を特定する。照準光 L A の投影像とは、照準光 L A の反射光を検出して得られるスポット像（輝点像）である。

[0083] 撮影画像中の投影像を特定する処理の例を説明する。なお、「投影像を特定する」とは、撮影画像において投影像に相当する画像領域を特定することを示す。投影像特定部 1 1 2 は、たとえば、撮影画像の画素情報を解析することによって投影像を特定することができる。画素情報は、撮影画像を構成する複数の画素に関する情報であり、各画素についての画素位置情報と画素値情報とを含んでいる。投影像特定部 1 1 2 は、画素位置情報や画素値情報を解析することで投影像の特定を行う。

[0084] たとえば、照準光 L A の光量（強度）と照明光の光量（強度）との間に十分な差がある場合や、照準光 L A の色（波長帯）と照明光の色（波長帯）とが異なる場合など、画素値情報（輝度値、R G B 値等）によって投影像と他の画像領域とを識別可能である場合においては、投影像特定部 1 1 2 は、画素値情報を参照することで投影像を特定することができる。

[0085] また、各投影像の形状やサイズに基づいて投影像を特定することも可能である。たとえば、照準光 L_A のビームの断面の輪郭が円形状である場合、撮影画像中において略円形状の画像領域を特定することによって投影像を特定することができる。このとき、眼底 E_f の部位（視神経乳頭等）や病変部が誤って抽出されないように、実質的に同じ形状およびサイズを有する画像領域を選択するようにしてもよい。

[0086] 照準光 L_A の投影像の例を図5Aおよび図5Bに示す。これら図面に示す撮影画像は眼底像であるとする。眼底 E_f の撮影範囲は、被検眼 E の虹彩によって制限される。同様に、照準光 L_A の照射領域も虹彩による制限を受ける。特に、眼底 E_f の周辺部を治療する場合や、照準パターンのサイズが大きい場合、或いは被検眼 E が小瞳孔眼である場合などには、照準光 L_A の一部が虹彩に遮られることがある。

[0087] 図5Aは、図3Hに示す矩形板状配列（格子状配列）の照準光 L_A が適用された場合において、いずれの照準光 L_A も虹彩に遮られなかった場合に得られる眼底像の例を示す。この眼底像においては、矩形板状の領域内に格子状に配列された N 個の投影像 P_i （ $i = 1 \sim N$ ）が全て描出されている。この状態で同じ配列のレーザ治療を行えば、この眼底像に描出された複数の投影像 P_i と実質的に同じ位置に治療用レーザ光 L_T がそれぞれ照射されることになる。

[0088] 図5Bは、同じく矩形板状配列（格子状配列）の照準光 L_A が適用された場合において、照準光 L_A の一部が虹彩に遮られた場合に得られる眼底像の例を示す。この眼底像においては、格子状に配列された N 個の投影像 P_i のうち右上に位置する投影像 P_j が描出されていない。これは、投影像 P_j に対応する照準光 L_A が虹彩によって遮られた（ケラれた）ことによる。よって、この状態で同じ配列のレーザ治療を行うと、投影像 P_i （ $i \neq j$ ）に示す位置についてはこれと実質的に同じ位置に治療用レーザ光 L_T がそれぞれ照射されるが、投影像 P_j に示す位置に照射されるべき治療用レーザ光 L_T は虹彩に照射されることになる。

[0089] 上記の例では撮影画像が眼底像である場合について説明したが、撮影画像が前眼部像である場合には次のようになる。前眼部像に照準光L Aの投影像が描出されている場合、この投影像は虹彩に照射された照準光L Aに対応する。よって、前眼部像に描出された投影像は、眼底像には描出されない照射位置（投影像）に対応する。つまり、被検眼Eに対して照射された照準光L Aの配列を全体集合とすると、眼底像における投影像と前眼部像における投影像は、互いに補集合となる。以下に説明する処理は眼底像に関するものであるが、この相補的な関係を考慮することで、前眼部像を用いる場合においても同様の処理を実行することが可能である。

[0090] （差分特定部113）

照射パターン決定部111は、投影像特定部112により特定された投影像と、撮影画像が得られたときに照射されていた照準光L Aのパターンとに基づいて、照射パターンの決定を行う。この処理の具体例を実行するために、この実施形態の照射パターン決定部111には差分特定部113が設けられている。

[0091] 差分特定部113は、撮影画像を取得するときに被検眼Eに対して照射された照準光L Aのパターンが示す配列と、投影像特定部112により特定された投影像の配列との差分を特定する。この処理の例を以下に説明する。

[0092] 照準光L Aのパターンは、前述のように、予め設定されるものである。その設定内容（特に配列条件）を示す情報（パターン設定情報）は、制御部101によって記憶部102に記憶されるものとする。制御部101は、記憶部102からパターン設定情報を読み出して差分特定部113に送る。また、差分特定部113は、投影像特定部112により特定された投影像に基づいて、これら投影像の配列を示す情報（投影像配列情報）を生成する。

[0093] パターン設定情報および投影像配列情報は、それぞれ任意の形態の情報である。たとえば、これら情報は、それぞれ、各照準光L Aの照射位置を示すノード（頂点）の集合と、ノード同士を結ぶエッジ（辺）の集合とを含むグラフであってよい。その場合、差分特定部113は、たとえば、双方の情報

が示すグラフを比較することにより、照準光L Aのパターンが示す配列と、投影像の配列との差分を求める。

[0094] パターン設定情報および投影像配列情報の他の例として、照準光L Aの照射位置の配列を示す画像（配列画像）を用いることができる。その場合、差分特定部113は、たとえば、双方の配列画像のサイズを合わせた後、必要に応じて双方の配列画像を相対的に回転させることにより双方の画像の一致度合いが高い回転位置を特定する。更に、差分特定部113は、おおよそ一致された2つの配列画像の差分、つまり一方（パターン設定情報）には存在するが、他方（投影像配列情報）には存在しない照射位置を特定する。

[0095] 以上のような処理を行うことにより、差分特定部113は、照準光L Aのパターンが示す配列と、投影像の配列との差分を求める。具体例として、図5 Aに示す撮影画像が得られた場合、被検眼Eに照射される照準光L Aの配列は図3 Hに示す矩形状領域における格子状配列であり、投影像の配列は同じ格子状配列であるから、これらの差分はなしとなる。一方、図5 Bに示す撮影画像が得られた場合、被検眼Eに照射される照準光L Aの配列は同様の格子状配列であるが、投影像の配列はこの格子状配列から投影像P jを除外した配列であるから、これらの差分は投影像P jに相当する部分となる。

[0096] 照射パターン決定部111は、少なくとも差分特定部113により特定された差分に相当する部分を、被検眼Eに照射された照準光L Aのパターンから除外することにより、治療用レーザ光L Tの照射パターンを求める。ここで、照射パターン決定部111は、差分に相当する部分のみを除外することもできるし、差分以外の部分も含めて除外することもできる。また、これら処理態様の一方を常に行うようにしてもよいし、これら処理態様を選択的に行うようにしてもよい。差分以外の部分も含めて除外する処理を行う場合の例として、差分に相当する部分の近傍の照射位置（たとえば差分に相当する部分に隣接する照射位置）を除外するように構成することができる。また、撮影画像の外縁（輪郭）に対して所定距離以下の照射位置を除外するように構成することもできる。また、撮影画像を表示ユニット7に表示させ、ユー

ザが操作ユニット6を用いて除外対象を選択できるように構成することもできる。このとき、撮影画像の外縁に対する距離などに基づいて、各照射位置（投影像）が虹彩にケラれる可能性を評価し、その評価結果を呈示することもできる（たとえば投影像の表示態様を評価結果に応じて変えるなど）。

[0097] （治療用レーザ光L Tの照射制御）

照射パターン決定部111により決定された照射パターンを示す情報（照射パターン情報）は、制御部101に送られる。制御部101は、この照射パターン情報に基づいて、光源ユニット2やレーザ照射系50を制御する。それにより、決定された照射パターンでのレーザ治療が行われる。たとえば、図5Aに示す撮影画像が得られた場合、図3Hに示す格子状に配列された複数の照射位置のそれぞれに治療用レーザ光L Tが照射される。一方、図5Bに示す撮影画像が得られた場合、図3Hに示す格子状配列の複数の照射位置から投影像P jに相当する照射位置（およびその近傍の照射位置）を除いた照射位置に対してそれぞれ治療用レーザ光L Tが照射される。

[0098] 治療用レーザ光L Tの照射制御の例を説明する。第1の例は、ガルバノスキャナ52を制御するものである。ガルバノスキャナ52は、眼底Efに対する治療用レーザ光L Tの照射位置を変更する走査部の一例である。制御部101は、照射パターン決定部111により決定された照射パターンに基づいてガルバノスキャナ52を制御する。より具体的には、制御部101は、決定された照射パターンに含まれる1以上の照射位置に対して順次に治療用レーザ光L Tを照射させるようにガルバノスキャナ52を制御する。

[0099] 第2の例は、光ファイバ4がイメージングファイバである場合に適用される。この場合、イメージングファイバの前段にガルバノスキャナが設けられる。制御部101は、照射パターン決定部111により決定された照射パターンに基づいてこのガルバノスキャナを制御することにより、当該照射パターンを有する治療用レーザ光L Tをイメージングファイバに入射させる。

[0100] 第3の例は、照準光L Aのパターン（照準パターン）と、照射パターン決定部111により決定されたパターンとの差分に相当する照射位置を「空打

ち」するものである。この処理は、ガルバノスキャナ 5 2 とガルバノミラー 2 c を制御することにより行われる。ガルバノスキャナ 5 2 は、眼底 E f に対する治療用レーザ光 L T の照射位置を変更する走査部の一例である。ガルバノミラー 2 c は、治療用レーザ光 L T の経路を、被検眼 E に向かう経路（第 1 の経路）と、遮光板 2 d に向かう経路（第 2 の経路）とに切り替えるための経路切替部および第 1 の反射部材の一例である。制御部 1 0 1 は、照準パターンに基づいてガルバノスキャナ 5 2 を制御しつつ、この照準パターンから除外された部分に対応するガルバノスキャナ 5 2 の制御に同期して治療用レーザ光 L T の経路を第 2 の経路に切り替えるようガルバノミラー 2 c を制御する。つまり、制御部 1 0 1 は、照射パターン決定部 1 1 1 により決定されたパターンに含まれる照射位置に対応する向きにガルバノスキャナ 5 2 を向けるタイミングにおいては第 1 の経路に対応する向きにガルバノミラー 2 c を向け、除外された照射位置に対応する向きにガルバノスキャナ 5 2 を向けるタイミングにおいては第 2 の経路に対応する向きにガルバノミラー 2 c を向ける。

[0101] [動作]

レーザ治療装置 1 の動作について説明する。レーザ治療装置 1 の動作の一例を図 6 に示す。被検眼 E にはコンタクトレンズ C L が当接されているものとする。

[0102] (S 1 : 眼底を照明する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部 1 0 1 は、照明系 1 0 の光源 1 1 を点灯させる。それにより、眼底 E f が照明光によって照明される。この照明光は定常光であるとする。

[0103] (S 2 : 照射条件を設定する)

ユーザは、照準光 L A の照射条件（特に配列条件）を設定する。この設定操作は、操作ユニット 6 を用いて行われる。照射条件の設定内容を示す信号は、制御部 1 0 1 に送られる。制御部 1 0 1 は、照射条件の設定内容（特に配列条件）を示す情報を記憶部 1 0 2 に記憶させる。

[0104] (S 3 : 設定されたパターンの照準光を照射する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部 101 は、照準光源 2a、ガルバノミラー 2c、ガルバノスキャナ 52 等を制御することにより、ステップ 2 で設定されたパターンの照準光 LA を眼底 Ef に照射させる。

[0105] (S 4 : ユーザが照準合わせを行う)

ユーザは、照明系 10 による照明範囲内の眼底組織を観察して治療部位（傷病部位）を把握し、その治療部位に照準光 LA が照射されるように照準光 LA の照射位置を移動させる。この操作は、操作ユニット 6 を用いて行われる。

[0106] (S 5 : 撮影画像を取得する)

ユーザが所定の撮影操作を行ったことに対応し、撮像装置 42 を用いて眼底 Ef の撮影画像を取得する。この処理は、たとえば次のようにして行われる。第 1 の例として、ステップ 1 において照明光（定常光）の照射の開始とともに撮像装置 42 による動画撮影を開始し、ユーザが所定の撮影操作を行ったタイミングで得られたフレームを撮影画像として取得することができる。第 2 の例として、ユーザが所定の撮影操作を行ったタイミングで、制御部 101 が撮像装置 42 を制御して眼底 Ef の静止画撮影を行わせ、それにより得られた静止画像を撮影画像として取得することができる。第 3 の例として、ユーザが所定の撮影操作を行ったタイミングで、撮影用の光源を点灯（フラッシュ発光でも連続発光でもよい）させるとともに、撮像装置 42 を制御することにより撮影画像を取得することができる。

[0107] (S 6 : 照準光の投影像を特定する)

制御部 101 は、撮影画像（の画像データ）を投影像特定部 112 に送る。投影像特定部 112 は、この撮影画像を解析することで、この撮影像における照準光 LA の投影像を特定する。投影像の特定結果は差分特定部 113 に送られる。

[0108] (S 7 : 照準パターンと投影像の差分を特定する)

差分特定部 113 には、ステップ 6 における投影像の特定結果と、ステッ

プ２で設定された照射条件（特に配列条件、つまり照準パターン）が入力される。差分特定部１１３は、照準パターンと投影像の配列との差分を特定する。

[0109] （Ｓ８：治療用レーザ光の照射パターンを決定する）

照射パターン決定部１１１は、ステップ７で特定された差分に基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンを決定する。決定された照射パターンを示す照射パターン情報は、制御部１０１に送られる。

[0110] （Ｓ９：ユーザが治療開始操作を行う）

ユーザは、操作ユニット６を用いて所定の治療開始操作を行う。

[0111] （Ｓ１０：治療用レーザ光を照射する）

治療開始操作がなされると、制御部１０１は、被検眼Ｅに対する照準光ＬＡの照射を停止させるとともに、治療用レーザ光源２ｂ、ガルバノミラー２ｃ、ガルバノスキャナ５２等を制御することにより、ステップ８で決定されたパターンの治療用レーザ光ＬＴを眼底Ｅｆに照射させる。

[0112] [効果]

レーザ治療装置１の効果について説明する。

[0113] レーザ治療装置１は、撮影系（観察系３０）と、照射系（光源ユニット２およびレーザ照射系５０）と、照射パターン決定部１１１と、制御部１０１とを有する。撮影系は、被検眼Ｅを撮影する。照射系は、所定パターン（照準パターン）の照準光ＬＡと、治療用レーザ光ＬＴとを被検眼Ｅの眼底Ｅｆに向けて照射する。照射パターン決定部１１１は、撮影系により撮影された被検眼Ｅの撮影画像と、この照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンを決定する。制御部１０１は、決定された照射パターンで治療用レーザ光ＬＴを照射させるように照射系を制御する。

[0114] 所定の照準パターンの照準光ＬＡが照射されている状態の被検眼Ｅを撮影系により撮影して撮影画像を取得した場合、照射パターン決定部１１１は、この撮影画像と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンを決定することができる。

- [0115] 照射パターン決定部 111 は、撮影画像を解析することで、この撮影画像における照準光 L A の投影像を特定する投影像特定部 112 を含んでいてもよい。更に、照射パターン決定部 111 は、特定された投影像と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。
- [0116] 撮影画像として眼底 E f の画像を取得することができる。照射パターン決定部 111 は、照準パターンが示す配列と、投影像特定部 112 により特定された投影像の配列との差分を特定する差分特定部 113 を含んでいてもよい。更に、照射パターン決定部 111 は、少なくとも当該差分に相当する部分を照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。
- [0117] 照射系は、眼底 E f に対する治療用レーザ光 L T の照射位置を変更する走査部（ガルバノスキャナ 52）を含んでいてもよい。制御部 101 は、照射パターン決定部 111 により決定された照射パターンに基づいて走査部を制御することができる。
- [0118] 照射系は、走査部と経路切替部とを含んでいてもよい。走査部（ガルバノスキャナ 52）は、眼底 E f に対する治療用レーザ光 L T の照射位置を変更する。経路切替部（ガルバノミラー 2c）は、治療用レーザ光 L T の経路を、被検眼 E に向かう第 1 の経路と、被検眼 E に向かわない第 2 の経路とに切り替える。制御部 101 は、所定パターンに基づいて走査部を制御しつつ、この所定パターンから除外された部分に対応する走査部の制御に同期して治療用レーザ光 L T の経路を第 2 の経路に切り替えるよう経路切替部を制御することができる。
- [0119] 経路切替部は、治療用レーザ光 L T の経路に設けられ、治療用レーザ光 L T を反射する反射面の向きを変更可能な第 1 の反射部材（ガルバノミラー 2c）を含んでいてもよい。制御部 101 は、第 1 の反射部材の反射面の向きを変更することにより治療用レーザ光 L T の経路の切り替えを行うことができる。

[0120] このようなレーザ治療装置 1 によれば、撮影画像と照準パターンとに基づいて治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定することができる。したがって、虹彩に照射される可能性がある照射位置を除外して治療用レーザ光 L T を照射することができる。よって、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることが可能である。

[0121] 〈第 2 の実施形態〉

[構成]

この実施形態のレーザ治療装置は、第 1 の実施形態と同様の全体構成（図 1 参照）、および光学系の構成（図 1 および図 2）を有する。また、このレーザ治療装置は、第 1 の実施形態と同様のパターンの照射光を被検眼に照射する（図 3 A～図 3 L 参照）。このレーザ治療装置の制御系の構成例を図 7 に示す。なお、この実施形態の制御系と第 1 の実施形態の制御系との相違は、実質的に照射パターン決定部 1 1 1 の構成のみである。以下、第 1 の実施形態で用いた符号を準用して説明を行う。

[0122] この実施形態の撮影画像は、眼底 E f の画像である。この実施形態の照射パターン決定部 1 1 1 は、投影像特定部 1 1 2 を有する。投影像特定部 1 1 2 は、第 1 の実施形態と同様の処理を実行する。更に、照射パターン決定部 1 1 1 は、投影像特定部 1 1 2 により特定された投影像に相当する画素情報に基づいて少なくとも一部の投影像を除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行う。この処理を行うために、照射パターン決定部 1 1 1 は、投影像選択部 1 1 4 を有する。投影像選択部 1 1 4 は、以下に説明する 3 つの処理のうちの 1 つ以上を実行するように構成される。

[0123] 投影像選択部 1 1 4 の第 1 の構成例を説明する。投影像選択部 1 1 4 は、投影像特定部 1 1 2 により特定された投影像のうち相対的に低輝度の投影像を選択する。より具体的に説明すると、投影像選択部 1 1 4 は、各投影像に相当する画素の画素値（輝度値）に基づいて、その投影像に対応する値（対応値）を求める。この対応値は、たとえば、その投影像に相当する複数の画素の輝度値を統計的に処理して得られる統計値である。この統計値としては

、平均値、中央値、最頻値、最大値、最小値、総和などがある。それにより、複数の投影像のそれぞれの対応値が得られる。

[0124] 更に、投影像選択部 114 は、複数の対応値のうち相対的に小さな対応値を特定する。それにより、相対的に低輝度の投影像が選択される。この選択は、任意の処理により実行される。たとえば、複数の対応値の平均値を算出し、この平均値よりも所定値以上小さい対応値を選択することができる。また、複数の対応値のうち所定値以下の対応値を選択するようにしてもよい。以上のような処理を行う投影像選択部 114 は、第 1 の選択部の一例である。

[0125] 照射パターン決定部 111 は、少なくとも投影像選択部 114 により選択された相対的に低輝度の投影像に相当する部分を、照準光 LA のパターン（照準パターン）から除外することにより、治療用レーザ光 LT の照射パターンを決定する。選択された投影像以外の投影像に相当する部分も除外する場合、その部分は第 1 の実施形態と同様にして決定される。

[0126] 投影像選択部 114 の第 2 の構成例を説明する。投影像選択部 114 は、投影像特定部 112 により特定された投影像のうち相対的にサイズが大きい投影像を選択する。より具体的に説明すると、投影像選択部 114 は、各投影像に相当する画素情報に基づいて、その投影像のサイズを決定する。投影像のサイズは、任意の処理により決定される。たとえば、その投影像に相当する画素の個数をカウントし、この個数（画素数）をその投影像のサイズ情報とすることができる。また、その投影像に相当する画素の画素位置情報に基づいて、その投影像の径、周囲長などのサイズ情報を算出するようにしてもよい。

[0127] 更に、投影像選択部 114 は、上記のようにして得られた複数のサイズ情報のうち、相対的に大きい値のサイズ情報を選択する。この選択は、任意の処理により実行される。たとえば、複数のサイズ情報の平均値を算出し、この平均値よりも所定値以上大きいサイズ情報を選択することができる。また、複数のサイズ情報のうち所定値以上のサイズ情報を選択するようにしても

よい。以上のような処理を行う投影像選択部 114 は、第 2 の選択部の一例である。

[0128] 照射パターン決定部 111 は、少なくとも投影像選択部 114 により選択された相対的にサイズが大きい投影像に相当する部分を、照準光 L A のパターン（照準パターン）から除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。

[0129] 投影像選択部 114 の第 3 の構成例を説明する。投影像選択部 114 は、投影像特定部 112 により特定された投影像のうち形状が異なる投影像を選択する。虹彩に遮られることなく眼底 E f に照射された照準光 L A の投影像は、たとえば略円形状の輪郭を有する。一方、虹彩に一部が遮られた照準光 L A の投影像は、略円形状の一部が欠けた形状の輪郭を有する。このような投影像の形状の相違を検出するために、投影像選択部 114 は、たとえば、各投影像に相当する画素の画素位置情報（および画素値情報）に基づいて、その投影像の輪郭を特定する。更に、投影像選択部 114 は、複数の投影像のうち、特定された輪郭形状が異なる投影像を選択する。ここで、虹彩に遮られることなく眼底 E f に照射された照準光 L A の投影像の輪郭形状が既知である場合には、その輪郭形状と異なる輪郭形状を有する投影像を選択するようにしてもよい。

[0130] 照射パターン決定部 111 は、少なくとも投影像選択部 114 により選択された投影像に相当する部分を、照準光 L A のパターン（照準パターン）から除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。

[0131] [動作]

この実施形態のレーザ治療装置の動作について説明する。このレーザ治療装置の動作の一例を図 8 に示す。コンタクトレンズ C L は被検眼 E に当接されているものとする。

[0132] (S 21 : 眼底を照明する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部 101 は、照明系 10 の光源 11 を点灯させる。それにより、眼底 E f が照明光によって照明され

る。

[0133] (S 2 2 : 照射条件を設定する)

ユーザは、照準光 L A の照射条件（特に配列条件）を設定する。この設定操作は、操作ユニット 6 を用いて行われる。照射条件の設定内容を示す信号は、制御部 1 0 1 に送られる。制御部 1 0 1 は、照射条件の設定内容（特に配列条件）を示す情報を記憶部 1 0 2 に記憶させる。

[0134] (S 2 3 : 設定されたパターンの照準光を照射する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部 1 0 1 は、照準光源 2 a、ガルバノミラー 2 c、ガルバノスキャナ 5 2 等を制御することにより、ステップ 2 2 で設定されたパターンの照準光 L A を眼底 E f に照射させる。

[0135] (S 2 4 : ユーザが照準合わせを行う)

ユーザは、照明系 1 0 による照明範囲内の眼底組織を観察して治療部位（傷病部位）を把握し、その治療部位に照準光 L A が照射されるように照準光 L A の照射位置を移動させる。この操作は、操作ユニット 6 を用いて行われる。

[0136] (S 2 5 : 撮影画像を取得する)

ユーザが所定の撮影操作を行ったことに対応し、撮像装置 4 2 を用いて眼底 E f の撮影画像を取得する。

[0137] (S 2 6 : 照準光の投影像を特定する)

制御部 1 0 1 は、撮影画像（の画像データ）を投影像特定部 1 1 2 に送る。投影像特定部 1 1 2 は、この撮影画像を解析することで、この撮影像における照準光 L A の投影像を特定する。投影像の特定結果は差分特定部 1 1 3 に送られる。

[0138] (S 2 7 : 特徴的な投影像を選択する)

投影像選択部 1 1 4 は、ステップ 2 6 で特定された投影像のうち、特徴的な投影像を選択する。特徴的な投影像とは、たとえば、相対的に低輝度の投影像、相対的にサイズが大きい投影像、または形状が異なる投影像である。

[0139] (S 2 8 : 治療用レーザ光の照射パターンを決定する)

照射パターン決定部 111 は、少なくともステップ 27 で選択された投影像に相当する部分を照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。決定された照射パターンを示す照射パターン情報は、制御部 101 に送られる。

[0140] (S 29 : ユーザが治療開始操作を行う)

ユーザは、操作ユニット 6 を用いて所定の治療開始操作を行う。

[0141] (S 30 : 治療用レーザ光を照射する)

治療開始操作がなされると、制御部 101 は、被検眼 E に対する照準光 L A の照射を停止させるとともに、治療用レーザ光源 2 b、ガルバノミラー 2 c、ガルバノスキャナ 5 2 等を制御することにより、ステップ 28 で決定されたパターンの治療用レーザ光 L T を眼底 E f に照射させる。治療用レーザ光 L T の照射制御は、たとえば第 1 の実施形態と同様にして実行される。

[0142] [効果]

この実施形態のレーザ治療装置 1 の効果について説明する。

[0143] レーザ治療装置 1 は、撮影系（観察系 30）と、照射系（光源ユニット 2 およびレーザ照射系 50）と、照射パターン決定部 111 と、制御部 101 とを有する。撮影系は、被検眼 E を撮影する。照射系は、所定パターン（照準パターン）の照準光 L A と、治療用レーザ光 L T とを被検眼 E の眼底 E f に向けて照射する。照射パターン決定部 111 は、撮影系により撮影された被検眼 E の撮影画像と、この照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。制御部 101 は、決定された照射パターンで治療用レーザ光 L T を照射させるように照射系を制御する。

[0144] 所定の照準パターンの照準光 L A が照射されている状態の被検眼 E を撮影系により撮影して撮影画像を取得した場合、照射パターン決定部 111 は、この撮影画像と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定することができる。

[0145] 照射パターン決定部 111 は、撮影画像を解析することで、この撮影画像における照準光 L A の投影像を特定する投影像特定部 112 を含んでいても

よい。更に、照射パターン決定部 111 は、特定された投影像と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。

[0146] 撮影画像は眼底 E f の画像であるとする。照射パターン決定部 111 は、投影像特定部 112 により特定された投影像に相当する画素情報に基づいて少なくとも一部の投影像を除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。

[0147] 照射パターン決定部 111 は、投影像特定部 112 により特定された投影像のうち相対的に低輝度の投影像を選択する第 1 の選択部（投影像選択部 114）を含んでいてもよい。更に、照射パターン決定部 111 は、少なくとも選択された投影像に相当する部分を照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。それにより、たとえば虹彩により一部が遮られて投影像が暗くなった照準光 L A の照射位置を除外して治療用レーザ光 L T を照射することができる。

[0148] 照射パターン決定部 111 は、投影像特定部 112 により特定された投影像のうち相対的にサイズが大きい投影像を選択する第 2 の選択部（投影像選択部 114）を含んでいてもよい。更に、照射パターン決定部 111 は、少なくとも選択された投影像に相当する部分を照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。それにより、たとえば眼底 E f の周辺部に向けた照準光 L A に対して装置光学系や眼球光学系の収差が影響を与えることによって発生したボケにより投影像のサイズが大きくなった照準光 L A の照射位置を除外して治療用レーザ光 L T を照射することができる。

[0149] 照射パターン決定部 111 は、投影像特定部 112 により特定された投影像のうち形状が異なる投影像を選択する第 3 の選択部（投影像選択部 114）を含んでいてもよい。照射パターン決定部 111 は、少なくとも選択された投影像に相当する部分を照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。それにより、たとえ

ば虹彩により一部が遮られて投影像の形状が変わった照準光L Aの照射位置を除外して治療用レーザ光L Tを照射することができる。

[0150] 照射系は、眼底E fに対する治療用レーザ光L Tの照射位置を変更する走査部（ガルバノスキャナ5 2）を含んでいてもよい。制御部1 0 1は、照射パターン決定部1 1 1により決定された照射パターンに基づいて走査部を制御することができる。

[0151] 照射系は、走査部と経路切替部とを含んでいてもよい。走査部（ガルバノスキャナ5 2）は、眼底E fに対する治療用レーザ光L Tの照射位置を変更する。経路切替部（ガルバノミラー2 c）は、治療用レーザ光L Tの経路を、被検眼Eに向かう第1の経路と、被検眼Eに向かわない第2の経路とに切り替える。制御部1 0 1は、所定パターンに基づいて走査部を制御しつつ、この所定パターンから除外された部分に対応する走査部の制御に同期して治療用レーザ光L Tの経路を第2の経路に切り替えるよう経路切替部を制御することができる。

[0152] 経路切替部は、治療用レーザ光L Tの経路に設けられ、治療用レーザ光L Tを反射する反射面の向きを変更可能な第1の反射部材（ガルバノミラー2 c）を含んでいてもよい。制御部1 0 1は、第1の反射部材の反射面の向きを変更することにより治療用レーザ光L Tの経路の切り替えを行うことができる。

[0153] この実施形態のレーザ治療装置によれば、撮影画像と照準パターンとに基づいて治療用レーザ光L Tの照射パターンを決定することができる。したがって、虹彩に照射される可能性がある照射位置を除外して治療用レーザ光L Tを照射することができる。よって、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることが可能である。

[0154] また、この実施形態のレーザ治療装置によれば、投影像が大きくなったり暗くなったりした照準光L Aを除外してレーザ治療を行うことができる。したがって、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。

[0155] 〈第3の実施形態〉

[構成]

この実施形態のレーザ治療装置は、第1の実施形態と同様の全体構成（図1参照）、および光学系の構成（図1および図2）を有する。また、このレーザ治療装置は、第1の実施形態と同様のパターンの照射光を被検眼に照射する（図3A～図3L参照）。このレーザ治療装置の制御系の構成例を図9に示す。なお、この実施形態の制御系と第1の実施形態の制御系との相違は、実質的に照射パターン決定部111の構成のみである。以下、第1の実施形態で用いた符号を準用して説明を行う。

[0156] この実施形態のレーザ治療装置の撮影系は、レーザ治療用のコンタクトレンズCLが当接されている状態の被検眼Eを撮影することで撮影画像を取得する。この撮影画像は、少なくともコンタクトレンズCLにピントが合っている。照射パターン決定部111は、この撮影画像と、予め設定された照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光LTの照射パターンを決定する。このとき、照射パターン決定部111は、撮影画像と照準パターンとに基づいてこの照準パターンの一部を除外することにより、治療用レーザ光LTの照射パターンの決定を行うことができる。この処理の例を以下に説明する。

[0157] 記憶部102には予め収差情報102aが記憶されている。収差情報102aは、コンタクトレンズ収差情報および／または眼球収差情報を含んでいる。

[0158] コンタクトレンズ収差情報は、被検眼Eに対して（選択的に）適用される1つ以上のコンタクトレンズCLのそれぞれの収差を示す情報であり、第1の収差情報の一例である。コンタクトレンズ収差情報は、たとえば、コンタクトレンズCLの各部における収差量を示す情報、つまり収差量の分布を示す情報である。

[0159] 眼球収差情報は、人眼の収差の標準値または被検眼Eの収差の実測値を示す情報であり、第2の収差情報の一例である。人眼の収差の標準値は、たとえば、多数の人眼についてその収差を測定して得られた情報を統計的に処理して得られた情報（平均値等）である。また、模型眼等の収差情報を利用し

てもよい。また、被検眼Eの収差の実測値は、当該被検眼Eの収差測定が事前に行われた場合に適用できる。眼球収差情報は、たとえば、標準的な人眼または当該被検眼Eの各部における収差量を示す情報、つまり収差量の分布を示す情報である。

[0160] 照射パターン決定部111は、マーカ像特定部115と、相対位置情報取得部116と、収差量取得部117とを有する。

[0161] この実施形態のコンタクトレンズCLには、1つ以上のマーカが設けられているものとする。マーカは、たとえば、被検眼Eに当接されている状態のコンタクトレンズCLの撮影系側の位置に設けられる。つまり、マーカは、コンタクトレンズCLにおいて、撮影系により取得される撮影画像に映り込む位置に設けられる。マーカは、たとえば、その設置位置の少なくとも近傍領域とは反射率の異なる形態で設けられる。その具体例として、マーカは、コンタクトレンズCLを構成する材料やそれをコーティングする材料よりも高い反射率を有する材料からなる。また、マーカは、コンタクトレンズCL自体に設けられている必要はなく、コンタクトレンズCLのアタッチメントに設けられていてもよい。

[0162] なお、マーカが設けられる位置によっては、マーカを照明するための光源を設けることが可能である。このマーカ照明用光源は、たとえば装置光学系の光路から外れた位置（対物レンズ31の外側の位置など）に設けられる。

[0163] マーカ像特定部115は、マーカが付されたコンタクトレンズCLが当接されている状態の被検眼Eを撮影して得られた撮影画像を解析することで、この撮影画像におけるマーカの像（マーカ像）を特定する。この処理は、たとえば、撮影画像の画素値（輝度値等）に基づく画像処理によって行われる。

[0164] 相対位置情報取得部116は、撮影画像に基づいて、レーザ照射系50とコンタクトレンズCLとの間の相対位置を示す相対位置情報を取得する。この相対位置は、たとえば、レーザ照射系50の光軸に対する、コンタクトレンズCLの光軸（たとえば中心軸）の位置を示す。また、対物レンズ31の

光軸を基準として、レーザ照射系 50 とコンタクトレンズ CL との間の相対位置を表してもよい。たとえば、対物レンズ 31 の光軸の位置を基準として、レーザ照射系 50 の光軸の位置（偏心位置）と、コンタクトレンズ CL の光軸（中心軸等）の位置（偏心位置）とをそれぞれ表し、これら偏心位置を相対位置とすることができる。

[0165] 相対位置情報取得部 116 は、マーカ像特定部 115 により特定されたマーカ像に基づいて相対位置情報を取得することができる。その場合、撮影画像におけるマーカ像の位置に基づいて相対位置情報を求めることもできるし、マーカ像の形状に基づいて相対位置情報を求めることもできる。マーカ像に基づく相対位置情報の取得処理の例を以下に説明する。なお、コンタクトレンズ CL に設けられるマーカの個数は、1 以上の任意の個数である。

[0166] マーカが 1 つである場合の例を説明する。コンタクトレンズ CL には、たとえば三面鏡のように、方向性を有するもの、つまり回転対称ではないものがある。このようなコンタクトレンズ CL において所定方向を示す位置に 1 つのマーカを設ける。そして、このコンタクトレンズ CL を被検眼 E に当接させた状態で撮影を行う。マーカ像特定部 115 は、取得された撮影画像におけるマーカ像を特定する。

[0167] 相対位置情報取得部 116 は、この撮影画像におけるマーカ像の位置を求める。このマーカ像の位置は、たとえば、撮影画像の所定位置に対するマーカ像の位置である。この所定位置は、たとえば、撮影画像のフレームにおける所定位置（たとえばフレーム中心）に対する位置情報として得られる。また、この所定位置は、撮影画像に描出されている特徴部位（たとえばコンタクトレンズ CL の中心位置）に対する位置情報として得られる。この特徴部位は、任意の画像処理によって特定される。更に、相対位置情報取得部 116 は、撮影画像の所定位置に対するマーカ像の位置を求める。フレームにおける所定位置を基準とする場合、たとえばフレーム中心と対物レンズ 31 の光軸とが一致されていることを考慮し、フレーム中心に対するマーカ像の位置と、対物レンズ 31 の光軸に対するレーザ照射系 50 の光軸の位置とに基

づいて、マーカ像とレーザ照射系 50 との間の相対位置、つまり、コンタクトレンズ CL とレーザ照射系 50 との間の相対位置が得られる。この相対位置が相対位置情報となる。ここで、対物レンズ 31 の光軸とレーザ照射系 50 の光軸との間の位置関係は既知であるとする。なお、これら光軸の間の相対位置は不変であっても可変であってもよい。後者の例として、偏向部材 58 を移動可能に構成することができる。

[0168] 1 つのマーカが設けられる場合の他の例を説明する。このマーカは所定の形状を有する。相対位置情報取得部 116 は、このマーカが付されたコンタクトレンズ CL を撮影して得られた撮影画像におけるマーカ像の形状に基づいて、つまりマーカの形状に対するマーカ像の形状の歪みに基づいて、コンタクトレンズ CL の傾きを取得することができる。この傾きは、たとえば、レーザ照射系 50 の光軸または対物レンズ 31 の光軸に対する傾きとして表される。この処理の具体例として、コンタクトレンズ CL に円形状のマーカを設ける。相対位置情報取得部 116 は、撮影画像から特定されたマーカ像の輪郭形状を求める。マーカ像は、コンタクトレンズ CL の傾斜に応じた楕円形状を有すると考えられる。つまり、マーカ像の形状は、コンタクトレンズ CL の傾斜方向を短軸方向とし、かつ、傾斜角度に応じた楕円率（短径と長径との比）を有する楕円形を有すると考えられる。よって、相対位置情報取得部 116 は、マーカ像の楕円形状に基づいてコンタクトレンズ CL の傾斜状態を示す情報を求めることができる。この情報が相対位置情報となる。なお、この例では対物レンズ 31 の光軸に対する傾斜状態が得られるが、上記と同様に対物レンズ 31 の光軸とレーザ照射系 50 の光軸との間の位置関係は既知であると仮定することによって、レーザ照射系 50 の光軸に対するコンタクトレンズ CL の傾斜状態を示す相対位置情報を取得することができる。

[0169] 2 以上のマーカが設けられている場合の例を説明する。複数のマーカが異なる 2 以上の形態（形状、反射率、色等）を有する場合、相対位置情報取得部 116 は、各マーカ像の形態を特定し、その特定結果に基づいて相対位置

情報を求めることができる。たとえば、マーカが1つの場合と同様に、撮影画像における所定形態のマーカ像の位置や形状に基づいて相対位置情報を求めることができる。

[0170] 複数のマーカが同じ形態を有する場合、複数のマーカ像の相対位置に基づいて相対位置情報を求めることができる。たとえば図10に示すように4つのマーカM1～M4が、コンタクトレンズCLの対物レンズ31側の面に設けられているとする。なお、図10の例では、コンタクトレンズCLの枠部分にマーカM1～M4が設けられている。マーカM1およびM3は対向位置に配置され、マーカM2およびM4は対向位置に配置されている。また、マーカM1およびM3の間の距離と、マーカM2およびM4の間の距離とは等しいとする。また、マーカM1およびM3を結ぶ線分と、マーカM2およびM4を結ぶ線分は、互いに直交しているとする。このようなマーカM1～M4が設けられている場合において、コンタクトレンズCLが傾斜していると、マーカM1の像とマーカM3の像を結ぶ線分の長さ、マーカM2の像とマーカM4の像を結ぶ線分の長さとの間に相違が発生する。この長さの相違は、傾斜方向および傾斜角度を反映する。よって、相対位置情報取得部116は、これら4つのマーカ像の相対位置に基づいて、コンタクトレンズCLの傾斜状態を示す相対位置情報を取得することができる。

[0171] コンタクトレンズCLにマーカが設けられていない場合であっても、撮影画像に基づいて相対位置情報を取得することができる。たとえば、コンタクトレンズCLやアタッチメントの形状に基づいて相対位置情報を取得することができる。その具体例として、コンタクトレンズCL等に1つ以上特徴部位を設け、撮影画像における特徴部位の像の位置、向き若しくは形状、または複数の特徴部位の位置関係に基づいて、相対位置情報を取得することができる。このような特徴部位は「マーカ」に含まれるものとする。

[0172] コンタクトレンズCLにマーカが設けられていない場合の他の例を説明する。この例では、コンタクトレンズCLに対して平行光束を照射する。この平行光束の例として、レーザ照射系50からの照射光（照準光）、照明系1

0からの照明光、他の光学系（光源）により照射される光などがある。平行光束が照射されている状態のコンタクトレンズCLを撮影する。このとき、撮像装置42の撮像素子の撮像面は、コンタクトレンズCLの表面の曲率半径 r の $1/2$ に相当する位置と共役な位置に配置される。このような撮影により得られる撮影画像には、コンタクトレンズCLによる平行光束の反射像が描出される。相対位置情報取得部116は、この反射像（表面反射輝点）の位置に基づいて、対物レンズ31の光軸またはレーザ照射系50の光軸に対する、コンタクトレンズCLの偏心状態を示す情報（偏心方向および偏心量）を求めることができる。なお、対物レンズ31に対する偏心状態を示す情報が得られる場合であっても、上記と同様に対物レンズ31の光軸とレーザ照射系50の光軸との間の位置関係は既知であると仮定することにより、レーザ照射系50の光軸に対するコンタクトレンズCLの偏心状態を示す相対位置情報を取得することができる。

[0173] 収差量取得部117について説明する。収差量取得部117は、相対位置情報取得部116により取得された相対位置情報と、照準パターンとに基づいて、この照準パターンに含まれる照準光LAに付与される収差量を取得する。この処理は、たとえば、照準パターンに含まれる全ての照準光LAについて行なってもよいし、一部の照準光LAについてのみ行なってもよい。後者の場合、たとえば、照準パターンと相対位置情報とに基づいて、収差量が大きいと想定される照準光LAが選択され、選択された照準光LAについてのみ収差量の取得が行われる。

[0174] 収差量取得部117は、記憶部102に記憶されている収差情報102aを参照することにより、照準光LAに付与される収差量を求めることができる。たとえば収差情報102aにコンタクトレンズ収差情報が含まれている場合、収差量取得部117は、まず、相対位置情報と照準パターンとに基づいて、この照準パターンに含まれる照準光LAのコンタクトレンズCLに対する入射位置を求める。そして、収差量取得部117は、入射位置が求められた各照準光LAについて、その入射位置とコンタクトレンズ収差情報とに

基づいて、その照準光L Aに付与される収差量を求める。この処理は、たとえば、コンタクトレンズ収差情報に示された収差量の分布情報から、その照準光L Aの入射位置における収差量を特定することにより行われる。それにより、照準光L Aに対してコンタクトレンズC Lが付与する収差量が得られる。

[0175] 収差情報102aに眼球収差情報が含まれている場合についても同様に、照準光L Aの入射位置と眼球収差情報とに基づいて、この照準光L Aに対して眼球光学系が付与する収差量を求めることができる。

[0176] 収差情報102aにコンタクトレンズ収差情報と眼球収差情報の双方が含まれている場合、上記のようにしてコンタクトレンズ収差情報を参照して得られた収差量と眼球収差情報を参照して得られた収差情報とを合成することにより、コンタクトレンズC Lと眼球光学系が照準光L Aに付与する収差量を求めることが可能である。

[0177] 照射パターン決定部111は、収差量取得部117により取得された収差量に基づいて、治療用レーザ光L Tの照射パターンを決定する。この処理の例として、照射パターン決定部111は、取得された収差量に基づいて、照準光L Aのパターン（照準パターン）の一部を除外することにより、治療用レーザ光L Tの照射パターンを決定することができる。この除外処理としては、たとえば、収差量が所定閾値よりも大きい照準光L Aを除外する処理、または、取得された全ての収差量のうち相対的に大きい収差量の照準光L Aを除外する処理が行われる。

[0178] また、収差量取得部117により取得された収差量に基づいて警告を発するように構成することが可能である。この警告処理は、たとえば、制御部101が所定の警告情報（視覚情報）を表示ユニット7に表示させることにより行われる。また、制御部101が図示しない音声出力部を制御して所定の警告情報（音声情報）を出力させるようにしてもよい。また、照射パターン決定処理とともに警告処理を行なってもよいし、これら処理を別々に行なってもよい。後者の例として、まず警告処理を行い、警告情報を受けたユーザ

からの指示を受けて照射パターン決定処理を行うことができる。

[0179] [動作]

この実施形態のレーザ治療装置の動作について説明する。このレーザ治療装置の動作の一例を図 11 に示す。コンタクトレンズ CL は被検眼 E に当接されているものとする。

[0180] (S 4 1 : 眼底を照明する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部 101 は、照明系 10 の光源 11 を点灯させる。それにより、眼底 E f が照明光によって照明される。

[0181] (S 4 2 : 照射条件を設定する)

ユーザは、照準光 LA の照射条件（特に配列条件）を設定する。この設定操作は、操作ユニット 6 を用いて行われる。照射条件の設定内容を示す信号は、制御部 101 に送られる。制御部 101 は、照射条件の設定内容（特に配列条件）を示す情報を記憶部 102 に記憶させる。

[0182] ここで、第 1 の実施形態と同様に、ステップ 42 で設定されたパターンの照準光 LA の照射と、照準合わせとを行なってもよい。

[0183] (S 4 3 : 撮影画像を取得する)

ユーザが所定の撮影操作を行ったことに対応し、撮像装置 42 を用いて眼底 E f の撮影画像を取得する。それにより、コンタクトレンズ CL が当接されている状態の被検眼 E の撮影画像が得られる。なお、この撮影画像は、被検眼 E 自体を描画したものである必要はなく、コンタクトレンズ CL の少なくとも一部が撮影範囲に含まれていればよい。

[0184] (S 4 4 : マーカ像を特定する)

制御部 101 は、撮影画像（の画像データ）をマーカ像特定部 115 に送る。マーカ像特定部 115 は、この撮影画像を解析することで、この撮影画像におけるマーカ像を特定する。マーカ像の特定結果は相対位置情報取得部 116 に送られる。

[0185] (S 4 5 : 相対位置情報を取得する)

相対位置情報取得部 116 は、ステップ 44 で特定されたマーカ像に基づいて、レーザ照射系 50 とコンタクトレンズ CL との間の相対位置を示す相対位置情報を取得する。なお、マーカ像は撮影画像を解析して得られるものであるから、このステップ 45 の処理は、実質的に、ステップ 43 で取得された撮影画像に基づいて相対位置情報を取得するものと言える。取得された相対位置情報は収差量取得部 117 に送られる。

[0186] (S46: 収差量を取得する)

収差量取得部 117 は、ステップ 45 で取得された相対位置情報と、ステップ 42 で設定された配列条件（照準パターン）とに基づいて、この照準パターンに含まれる照準光 LA に付与される収差量を取得する。

[0187] (S47: 治療用レーザ光の照射パターンを決定する)

照射パターン決定部 111 は、ステップ 46 で取得された収差量に基づいて、治療用レーザ光 LT の照射パターンを決定する。この処理は、たとえば、付与される収差量が（絶対的にまたは相対的に）大きい照準光 LA を除外することにより行われる。決定された照射パターンを示す照射パターン情報は、制御部 101 に送られる。

[0188] (S48: ユーザが治療開始操作を行う)

ユーザは、操作ユニット 6 を用いて所定の治療開始操作を行う。

[0189] (S49: 治療用レーザ光を照射する)

治療開始操作がなされると、制御部 101 は、被検眼 E に対する照準光 LA の照射を停止させるとともに、治療用レーザ光源 2b、ガルバノミラー 2c、ガルバノスキャナ 52 等を制御することにより、ステップ 47 で決定されたパターンの治療用レーザ光 LT を眼底 Ef に照射させる。治療用レーザ光 LT の照射制御は、たとえば第 1 の実施形態と同様にして実行される。

[0190] 以上が、コンタクトレンズ CL にマーカが設けられる場合の処理の一例である。これに対し、コンタクトレンズ CL にマーカが設けられていない場合には、前述したように、ステップ 43（撮影画像の取得）において、コンタクトレンズ CL に対して平行光束を照射しつつ撮影を行う。また、ステップ

４４～ステップ４６は不要である。更に、ステップ４７において、撮影画像における平行光束の反射像を特定する処理と、特定された反射像とステップ４２で設定された照準パターンとに基づいて治療用レーザ光ＬＴの照射パターンを決定する処理とを行う。

[0191] [効果]

この実施形態のレーザ治療装置１の効果について説明する。

[0192] レーザ治療装置１は、撮影系（観察系３０）と、照射系（光源ユニット２およびレーザ照射系５０）と、照射パターン決定部１１１と、制御部１０１とを有する。撮影系は、被検眼Ｅを撮影する。照射系は、所定パターン（照準パターン）の照準光ＬＡと、治療用レーザ光ＬＴとを被検眼Ｅの眼底Ｅｆに向けて照射する。照射パターン決定部１１１は、撮影系により撮影された被検眼Ｅの撮影画像と、この照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンを決定する。制御部１０１は、決定された照射パターンで治療用レーザ光ＬＴを照射させるように照射系を制御する。

[0193] 撮影系が、レーザ治療用のコンタクトレンズＣＬが当接されている状態の被検眼Ｅを撮影することで撮影画像を取得するように構成できる。更に、照射パターン決定部１１１が、この撮影画像と照準パターンとに基づいて治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行うように構成できる。

[0194] 照射パターン決定部１１１が、コンタクトレンズＣＬが当接されている状態の撮影画像と照準パターンとに基づいてこの照準パターンの一部を除外することにより、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行うようにしてもよい。

[0195] 照射パターン決定部１１１が、相対位置情報取得部１１６を含むように構成できる。相対位置情報取得部１１６は、撮影画像に基づいて、照射系とコンタクトレンズＣＬとの間の相対位置情報を取得する。照射パターン決定部１１１は、取得された相対位置情報と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行うことができる。

[0196] 照射パターン決定部１１１が、収差量取得部１１７を更に含むように構成

できる。収差量取得部 117 は、相対位置情報と照準パターンとに基づいて、この照準パターンに含まれる照準光 L A に付与される収差量を取得する。照射パターン決定部 111 は、取得された収差量に基づいて、治療用レーザー光 L T の照射パターンの決定を行うことができる。

[0197] 1 つ以上のコンタクトレンズ C L のそれぞれの収差を示すコンタクトレンズ収差情報（第 1 の収差情報）を予め記憶した記憶部 102 を設けることができる。収差量取得部 117 は、相対位置情報と照準パターンとに基づいてこの照準パターンに含まれる照準光 L A のコンタクトレンズ C L に対する入射位置を求める処理と、この入射位置とコンタクトレンズ収差情報とに基づいて、当該入射位置に対応する照準光 L A に付与される収差量を取得する処理とを行うように構成できる。

[0198] 記憶部 102 は、人眼の収差の標準値または被検眼 E の収差の実測値を示す眼球収差情報（第 2 の収差情報）を予め記憶していてもよい。収差量取得部 117 は、相対位置情報と照準パターンとに基づいてこの照準パターンに含まれる照準光 L A のコンタクトレンズ C L に対する入射位置を求める処理と、この入射位置と眼球収差情報とに基づいて、当該入射位置に対応する照準光 L A に付与される収差量を取得する処理とを行うように構成できる。

[0199] コンタクトレンズ C L と眼球収差情報の双方が記憶部 102 に予め記憶されている場合、収差量取得部 117 は、相対位置情報と照準パターンとに基づいてこの照準パターンに含まれる照準光 L A のコンタクトレンズ C L に対する入射位置を求める処理と、この入射位置とコンタクトレンズ収差情報と眼球収差情報とに基づいて、当該入射位置に対応する照準光 L A に付与される収差量を取得する処理とを行うことができる。

[0200] コンタクトレンズ C L の撮影系側の位置に、1 つ以上のマーカを設けることができる。その場合、照射パターン決定部 111 にマーカ像特定部 115 を設けることができる。マーカ像特定部 115 は、コンタクトレンズ C L が当接されている状態で取得された撮影画像を解析することで、この撮影画像におけるマーカの像を特定する。照射パターン決定部 111 は、特定された

マーカの像と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行うことができる。

[0201] 照射パターン決定部１１１が、撮影画像におけるマーカの像の位置と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行うように構成することができる。また、照射パターン決定部１１１が、撮影画像におけるマーカの像の形状と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行うように構成することもできる。

[0202] コンタクトレンズＣＬにマーカが設けられていない場合などには、次の構成を適用することができる。レーザ治療装置１は、コンタクトレンズＣＬに対して平行光束を照射する。撮影系は、この平行光束が照射されている状態の被検眼Ｅを撮影することで撮影画像を取得する。照射パターン決定部１１１は、この撮影画像における平行光束の反射像と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光ＬＴの照射パターンの決定を行う。

[0203] 照射系は、眼底Ｅｆに対する治療用レーザ光ＬＴの照射位置を変更する走査部（ガルバノスキャナ５２）を含んでいてもよい。制御部１０１は、照射パターン決定部１１１により決定された照射パターンに基づいて走査部を制御することができる。

[0204] 照射系は、走査部と経路切替部とを含んでいてもよい。走査部（ガルバノスキャナ５２）は、眼底Ｅｆに対する治療用レーザ光ＬＴの照射位置を変更する。経路切替部（ガルバノミラー２ｃ）は、治療用レーザ光ＬＴの経路を、被検眼Ｅに向かう第１の経路と、被検眼Ｅに向かわない第２の経路とに切り替える。制御部１０１は、所定パターンに基づいて走査部を制御しつつ、この所定パターンから除外された部分に対応する走査部の制御に同期して治療用レーザ光ＬＴの経路を第２の経路に切り替えるよう経路切替部を制御することができる。

[0205] 経路切替部は、治療用レーザ光ＬＴの経路に設けられ、治療用レーザ光ＬＴを反射する反射面の向きを変更可能な第１の反射部材（ガルバノミラー２ｃ）を含んでいてもよい。制御部１０１は、第１の反射部材の反射面の向き

を変更することにより治療用レーザ光 L T の経路の切り替えを行うことができる。

[0206] この実施形態のレーザ治療装置によれば、コンタクトレンズ C L が当接されている状態で撮影画像を取得し、この撮影画像と照準パターンとに基づいて治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定することができる。したがって、撮影画像に基づいてコンタクトレンズ C L の当接状態（傾斜、偏心等）や、コンタクトレンズ C L に対する照準光 L A の入射位置（つまり治療用レーザ光 L T の入射位置）や、照準光 L A に付与される収差（つまり治療用レーザ光 L T に付与される収差）などを把握することができる。そして、これらの情報に基づいて治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定することが可能である。よって、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることが可能である。

[0207] また、この実施形態のレーザ治療装置によれば、把握された上記情報に基づいて照準光 L A を除外してレーザ治療を行うことができるので、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。

[0208] 〈第4の実施形態〉

[構成]

この実施形態のレーザ治療装置は、第1の実施形態と同様の全体構成を有する（図1参照）。光学系については、レーザ照射系50の構成が第1の実施形態（図1および図2参照）と異なる。また、このレーザ治療装置は、第1の実施形態と同様のパターンの照射光を被検眼に照射する（図3A～図3L参照）。このレーザ治療装置の光学系の構成例を図12に示し、制御系の構成例を図13に示す。以下、第1の実施形態で用いた符号を準用して説明を行う。

[0209] 光学系について説明する。この実施形態のレーザ照射系50には、所定の照準パターンで被検眼 E に照射された照準光 L A の戻り光を検出するための構成が設けられている。その具体例として、図12に示すように、ビームスプリッタ59と、結像レンズ60と、絞り61と、光検出器62とを設けることができる。

[0210] ビームスプリッタ59は、コリメータレンズ51とガルバノスキャナ52との間に設けられる。ビームスプリッタ59は、治療用レーザ光LTの波長帯を透過させる特性を有するように構成されているか、或いは、レーザ照射系50の光路に対して挿脱可能に構成される。後者の場合、ビームスプリッタ59を移動させる駆動機構（図示せず）が設けられる。そして、制御部101は、少なくとも治療用レーザ光LTを照射するとき、レーザ照射系50の光路からビームスプリッタ59を退避させる制御を行う。それにより、治療用レーザ光LTを用いた治療に悪影響を与えることがなくなる。

[0211] 光ファイバ4から出射された照準光LAは、コリメータレンズ51を經由し、ビームスプリッタ59を透過し、ガルバノスキャナ52等を經由して眼底Efに照射される。更に、この照準光LAの眼底反射光（戻り光）は、同様の経路を介してビームスプリッタ59に到達し、反射される。結像レンズ60は、ビームスプリッタ59により反射された戻り光を、絞り61の開口を介して光検出器62の受光面に結像させる。絞り61は、照準光LAおよびその戻り光の経路に配置された光学素子による反射光を遮蔽するなどの作用を有する。また、絞り61としてピンホール絞りを使用し、共焦点光学系を構成するようにしてもよい。それにより、不要な散乱光や反射光の影響が除外された高精度の光量検出が可能となる。

[0212] 光検出器62は、その受光面に入射された戻り光の光量に応じた電気信号（たとえば電圧信号）を生成する。生成された電気信号は制御部101に送られる。

[0213] 図12の例では、戻り光を検出するための構成をレーザ照射系50に設けているが、他の部分に設けるようにしてもよい。また、戻り光を検出するための具体的な構成は、上記のものに限られない。

[0214] 制御系について説明する。図13に示すように、この実施形態の制御系は、少なくとも、光検出器62が設けられていること、および、照準パターン決定部111の動作内容において、第1の実施形態と異なる。また、前述のようにビームスプリッタ59を光路に対して挿脱可能とする場合には、制御

部 1 0 1 が当該制御を実行する点において第 1 の実施形態と異なる。

[0215] 所定の照準パターンをなす複数の照準光 L A が順次に被検眼 E に照射されると、光検出器 6 2 は、これら照準光 L A のそれぞれの戻り光を検出し、その光量を示す電気信号を制御部 1 0 1 に送る。この処理は、制御部 1 0 1 によるガルバノスキャナ 5 2 や照準光源 2 a の制御と同期して行われる。つまり、制御部 1 0 1 は、ガルバノスキャナ 5 2 の制御を行うので、現に被検眼 E に照射された照準光 L A が照準パターンのうちのいずれの位置に対応するものか認識している。よって、制御部 1 0 1 は、照準パターンにおける当該照準光 L A の位置と、光検出器 6 2 から入力された電気信号が示す光量とを対応付けることができる。それにより、制御部 1 0 1 は、照準パターンに含まれる各照準光 L A (の識別情報) と、その戻り光の光量情報とを対応付けた、照準光／光量対応情報を生成することができる。なお、虹彩によるケラレ等の理由により戻り光が検出されなかった照準光 L A については、光量ゼロが対応付けられる。制御部 1 0 1 は、生成された照準光／光量対応情報を照準パターン決定部 1 1 1 に送る。

[0216] 照準パターン決定部 1 1 1 は、照準光／光量対応情報に基づいて、つまり照準パターンと戻り光の検出結果とに基づいて、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。この処理の具体例を説明する。照準パターン決定部 1 1 1 には、照準光選択部 1 1 8 が設けられている。

[0217] 照準光選択部 1 1 8 は、照準光／光量対応情報に示す光量の値に基づいて、当該照準パターンに含まれる照準光 L A のうち、戻り光の光量が相対的に小さい照準光を選択する。この処理は、たとえば第 2 の実施形態の投影像選択部 1 1 4 が実行する処理と同様にして行うことができる。照準光選択部 1 1 8 は、第 4 の選択部の一例である。なお、光量が所定の閾値よりも小さい照準光 L A を選択するように構成することも可能である。

[0218] 照準パターン決定部 1 1 1 は、少なくとも照準光選択部 1 1 8 により選択された照準光 L A に相当する部分を当該照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 L T の照射パターンを決定する。

[0219] [動作]

この実施形態のレーザ治療装置の動作について説明する。このレーザ治療装置の動作の一例を図14に示す。コンタクトレンズCLは被検眼Eに当接されているものとする。

[0220] (S61:眼底を照明する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部101は、照明系10の光源11を点灯させる。それにより、眼底Efが照明光によって照明される。

[0221] (S62:照射条件を設定する)

ユーザは、照準光LAの照射条件（特に配列条件）を設定する。この設定操作は、操作ユニット6を用いて行われる。照射条件の設定内容を示す信号は、制御部101に送られる。制御部101は、照射条件の設定内容（特に配列条件）を示す情報を記憶部102に記憶させる。

[0222] (S63:設定されたパターンの照準光を照射する)

ユーザが所定の操作を行ったことに対応し、制御部101は、照準光源2a、ガルバノミラー2c、ガルバノスキャナ52等を制御することにより、ステップ62で設定されたパターンの照準光LAを眼底Efに照射させる。

[0223] (S64:ユーザが照準合わせを行う)

ユーザは、照明系10による照明範囲内の眼底組織を観察して治療部位（傷病部位）を把握し、その治療部位に照準光LAが照射されるように照準光LAの照射位置を移動させる。この操作は、操作ユニット6を用いて行われる。

[0224] (S65:照準光の照射および戻り光の検出)

照準合わせが完了を受けて（たとえばユーザが所定の操作を行ったことを受けて）、制御部101は、照準光源2a、ガルバノミラー2c、ガルバノスキャナ52等を制御することにより、ステップ62で設定された照準パターンの照準光LAを眼底Efに照射させる。これと並行して、光検出器62は、この照準パターンの各照準光LAの戻り光を検出し、その検出結果を制

御部 101 に送る。

[0225] (S66: 照準光／光量対応情報を生成する)

制御部 101 は、ステップ 65 における照準光 LA の照射制御の内容と光検出器 62 から入力される検出結果とに基づいて、照準光／光量対応情報を生成する。

[0226] (S67: 小光量の照準光を選択する)

照準光選択部 118 は、ステップ 66 で生成された照準光／光量対応情報に基づいて、当該照準パターンの照準光 LA のうち、戻り光の光量が小さい照射光 LA を選択する。

[0227] (S68: 治療用レーザ光の照射パターンを決定する)

照射パターン決定部 111 は、少なくともステップ 67 で選択された照準光 LA に相当する部分を当該照準パターンから除外することにより、治療用レーザ光 LT の照射パターンを決定する。決定された照射パターンを示す照射パターン情報は、制御部 101 に送られる。

[0228] (S69: ユーザが治療開始操作を行う)

ユーザは、操作ユニット 6 を用いて所定の治療開始操作を行う。

[0229] (S70: 治療用レーザ光を照射する)

治療開始操作がなされると、制御部 101 は、被検眼 E に対する照準光 LA の照射を停止させるとともに、治療用レーザ光源 2b、ガルバノミラー 2c、ガルバノスキャナ 52 等を制御することにより、ステップ 68 で決定されたパターンの治療用レーザ光 LT を眼底 Ef に照射させる。治療用レーザ光 LT の照射制御は、たとえば第 1 の実施形態と同様にして実行される。

[0230] [効果]

この実施形態のレーザ治療装置 1 の効果について説明する。

[0231] この実施形態のレーザ治療装置 1 は、照射系（光源ユニット 2 およびレーザ照射系 50）と、検出部（光検出器 62（並びにビームスプリッタ 59、結像レンズ 60 および絞り 61））と、照射パターン決定部 111 と、制御部 101 とを有する。照射系は、所定の照準パターンの照準光 LA と、治療

用レーザ光 L_T とを、被検眼 E の眼底 E_f に向けて照射する。検出部は、この照準パターンの照準光の被検眼 E からの戻り光を検出する。照射パターン決定部 111 は、戻り光の検出結果と照準パターンとに基づいて、治療用レーザ光 L_T の照射パターンを決定する。制御部 101 は、決定された照射パターンで治療用レーザ光 L_T を照射させるように照射系を制御する。

[0232] 検出部が戻り光の光量を検出するように構成することができる。その場合、照射パターン決定部 111 が、戻り光の光量の検出結果に基づいて、照準パターンの照準光 L_A のうち、戻り光の光量が相対的に小さい照準光 L_A を選択する第4の選択部（照準光選択部 118 ）を含み、少なくとも選択された照準光 L_A に相当する部分を照準パターンから除外することにより照射パターンの決定を行うように構成することができる。

[0233] この実施形態のレーザ治療装置 1 によれば、照準光 L_A の戻り光の検出結果を考慮して治療用レーザ光 L_T の照射パターンを制御することができるので、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることが可能である。より具体的には、戻り光の光量がゼロまたは極めて小さい照準光 L_A は、その少なくとも一部が虹彩に照射されていると考えられるので、このような照準光 L_A に対応する部分を除外して治療用レーザ光 L_T を照射することができる。したがって、眼科レーザ治療の安全性の向上を図ることができる。

[0234] また、実施形態に係るレーザ治療装置によれば、戻り光の光量が相対的に小さい照準光 L_A に対応する部分を除外して治療用レーザ光 L_T を照射することができる。戻り光の光量が相対的に小さくなるのは、たとえば、装置光学系や眼球光学系の収差によって眼底 E_f への投影像が大きくなっていることに起因すると考えることができる。したがって、このような部分を除外して治療用レーザ光 L_T を照射することで、当該治療部位に対する効果的でないレーザ照射を避けることができる。よって、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。

[0235] 〈変形例〉

以上において説明した実施形態は、この発明を実施するための一例に過ぎ

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いて任意の変形、省略、追加等を施すことが可能である。以下、変形例について説明する。なお、上記の実施形態に含まれる任意の構成や、以下の変形例に含まれる任意の構成を、適宜に組み合わせることが可能である。

[0236] 第1～第4の実施形態の構成を任意に組み合わせることが可能である。その一例として、第1の実施形態の構成と第2の実施形態の構成との組み合わせを説明する。第1の実施形態の構成によれば、或る照射位置に向かう照準光L Aの全体が虹彩に遮られたことを検出し、その照射位置への治療用レーザ光L Tの照射を禁止することができる。一方、第2の実施形態の構成によれば、或る照射位置に向かう照準光L Aが部分的に虹彩に遮られたことや、照準光L Aが何らかの悪影響（ボケなど）を受けたことを検出し、その照射位置への治療用レーザ光L Tの照射を禁止することができる。よって、第1の実施形態の構成と第2の実施形態の構成とを組み合わせることで、双方の状況の検出を行うことが可能となる。なお、この組み合わせの構成例として、照射パターン決定部111に、投影像特定部112と、差分特定部113と、投影像選択部114とを設けることができる。

[0237] 第3の実施形態と他の実施形態との組み合わせの例を説明する。まず、第3の実施形態で説明したように、コンタクトレンズC Lが当接されている状態の被検眼Eを撮影して撮影画像を取得し、この撮影画像に基づいて治療用レーザ光L Tの照射パターン（第1の照射パターン）を決定する。続いて、この第1の照射パターンを起点として他の実施形態の処理を実行することで、治療用レーザ光L Tの第2の照射パターンを決定する。この第2の照射パターンは、予め設定された照準パターンから第3の実施形態の処理を経て得られた第1の照射パターンに含まれる治療部位（照準光L A）のうちから、他の実施形態の処理により選択された照準光L A（治療部位）を更に除外することによって得られたものである。

[0238] なお、このような段階的な処理は上記のものには限定されず、任意の組み合わせの実施形態の処理の後に他の任意の組み合わせの実施形態の処理を実

行するように構成することが可能である。また、処理の段階の数は2には限定されず、3以上であってもよい。

[0239] 上記の実施形態では、照準パターンに含まれる複数の照準光L Aのいずれかを除外することによって治療用レーザ光L Tの照射パターンを制御する構成について特に詳しく説明したが、照射パターンの制御態様はこれに限定されるものではない。照射パターンの制御態様の例を以下に説明する。

[0240] 照射パターンの制御態様の第1の例として、フォーカシングレンズを用いてスポットサイズを変更することができる。すなわち、前述した照射条件のうちのスポットサイズ条件を変更することによって照射パターンを制御することが可能である。そのための構成例を図15および図16に示す。なお、この変形例に係るレーザ治療装置の全体構成は、たとえば第1の実施形態と同様である（図1参照）。

[0241] 図15に示す光学系は、レーザ照射系50の構成において第1の実施形態（図2）と異なる。すなわち、この変形例のレーザ照射系50においては、コリメータレンズ57と偏向部材58との間にフォーカシングレンズ70が設けられている。フォーカシングレンズ70は、照射光軸50aに沿って移動可能とされている。フォーカシングレンズ70の移動は、図16に示すフォーカス駆動部70aが行う。フォーカシングレンズ70を移動させることにより、眼底Efにおける照射光（特に治療用レーザ光L T）の投影スポットのサイズが変更される。なお、フォーカシングレンズを移動させる構成に代えて、屈折力の異なる複数のレンズを選択的に光路に配置可能な構成を適用することができる。

[0242] この変形例の照射パターン決定部111は、上記したいずれかの実施形態の手法によって治療用レーザ光L Tの照射パターンを決定する。たとえば、照射パターン決定部111は、撮影画像中の投影像のサイズが大きいと判定された照準光L Aの投影スポットのサイズを標準的なサイズに合わせるようにして、照射パターンを決定する。ここで、投影像のサイズ変更のターゲットとなる標準的なスポットサイズは、たとえば、投影像のサイズが大きいと

判定されなかった或る照準光L Aのスポットサイズであってもよいし、複数の投影像のサイズから統計的に得られた統計値（平均値等）であってもよいし、予め設定されたスポットサイズの値であってもよい。

[0243] 制御部101は、照射パターン決定部111により決定された照射パターンに基づいて、フォーカシングレンズ70の移動方向および移動量を決定する。更に、制御部101は、フォーカシングレンズ70の移動を行うタイミングを決定する。フォーカシングレンズ70の移動タイミングは、ガルバノスキャナ52の制御タイミングに同期される。たとえば、上記の例においては、投影スポットのサイズの変更対象となった照準光L Aの位置に対応する治療用レーザ光L Tを照射するタイミングと、フォーカシングレンズ70の移動タイミングとが関連付けられる。より具体的には、スポットサイズの変更対象とならなかった照準光L Aの位置に対応する治療用レーザ光L Tの照射タイミングと、スポットサイズの変更対象となった照準光L Aの位置に対応する治療用レーザ光L Tの照射タイミングとの間の任意のタイミングで、スポットサイズの変更が行われるように、上記関連付けがなされる。逆に、スポットサイズの変更対象となった照準光L Aの位置に対応する治療用レーザ光L Tの照射タイミングと、スポットサイズの変更対象とならなかった照準光L Aの位置に対応する治療用レーザ光L Tの照射タイミングとの間の任意のタイミングにおいても、スポットサイズの変更が行われるように、上記関連付けがなされる。

[0244] 治療用レーザ光L Tの照射が開始されると、制御部101は、決定された照射パターンに基づきフォーカス駆動部70aを制御してフォーカシングレンズ70を移動させる。たとえば、制御部101は、上記のようにしてスポットサイズが変更された部分を含む照射パターンで治療用レーザ光L Tを走査するように、ガルバノスキャナ52等の制御を行う。更に、この制御と並行して、制御部101は、上記関連付けに示すタイミングで、フォーカシングレンズ70を上記移動方向および移動量だけ移動させるように、フォーカス駆動部70aの制御を行う。

- [0245] この変形例に係るレーザ治療装置によれば、治療用レーザ光L Tのスポット（つまり、一の治療用レーザ光L Tによる治療範囲）を好適なサイズに修正することができる。よって、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。
- [0246] 照射パターンの制御態様の第2の例を説明する。本例では、治療用レーザ光L Tの投影スポットに生じうる非点収差を補償する。そのために、図17に示すように、レーザ照射系50のコリメータレンズ57と偏向部材58との間に、バリアブルクロスシリンダレンズ71が設けられる。バリアブルクロスシリンダレンズ71は、2枚の円柱レンズ（シリンダレンズ）をそれぞれ回転可能に重ね合わせたものである。これら円柱レンズの回転は、図18に示すシリンダレンズ駆動部71aにより行われる。
- [0247] この変形例の照射パターン決定部111は、たとえば、上記実施形態の撮影画像中の投影像の形状（輪郭形状）に基づいて、その投影像に対応する照準光L Aに付与された非点収差の方向および量を求める。具体例として、非点収差が介在しない場合には円形状の投影像が得られるように照準光L Aを照射する。つまり、ビーム断面が円形の照準光L Aを用いる。非点収差が介在した照準光L Aの投影像は、その非点収差に応じた楕円の軸方向（長軸方向または短軸方向により特定される）と、楕円率とを有することになる。
- [0248] 照射パターン決定部111が、各投影像から得られる非点収差が補償されることにより得られる治療用レーザ光L Tの照射パターンの適用を決定したとする。制御部101は、たとえば、各投影像の輪郭形状から得られる楕円の軸方向および楕円率に基づいて、この軸方向および楕円率を有する楕円を真円に変換するために必要な非点収差を求める。この非点収差の補償量は、投影像を解析して得られた非点収差（軸方向および楕円率）を打ち消すような新たな非点収差に相当する。更に、制御部101は、第1の例の場合と同様にして、非点収差の補償を行うタイミングを求める。
- [0249] 治療用レーザ光L Tの照射が開始されると、制御部101は、決定された照射パターンに基づきクロスシリンダレンズ駆動部71aを制御してバリア

ブルクロスシリンダレンズ71を回転させる。たとえば、制御部101は、照準光LAの走査パターン（照準パターン）と同じ照射パターンで治療用レーザ光LTを走査するように、ガルバノスキャナ52等の制御を行う。更に、この制御と並行して、制御部101は、上記のようにして求められた補償タイミングで、バリアブルクロスシリンダレンズ71に含まれる2枚のシリンダレンズを回転させるように、シリンダレンズ駆動部71aの制御を行う。

[0250] この変形例に係るレーザ治療装置によれば、治療用レーザ光LTに生じる非点収差を補償して治療を行うことができる。よって、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。

[0251] 照射パターンの制御態様の第3の例を説明する。この変形例では、光ファイバ4はイメージングファイバであるとする。図示は省略するが、この変形例のレーザ照射系50には、治療用レーザ光LTを反射する反射面の形状を変更可能な反射部材（第2の反射部材）が設けられる。このような反射部材としては、たとえばMEMS（Micro Electro Mechanical Systems）マイクロミラーアレイが用いられる。このマイクロミラーアレイの反射面は、2次元的に配列された複数の小さなミラー（マイクロミラー）の反射面により形成される。更に、各マイクロミラーは、その位置や、反射面の向きを変更可能に構成されている。それにより、マイクロミラーアレイ全体としての反射面の形状が変更される。マイクロミラーアレイは、たとえば、ミラー56の代わりに設けられる（図2等を参照）。

[0252] マイクロミラーアレイの制御は制御部101により行われる。制御部101は、照射パターン決定部111により決定された治療用レーザ光LTの照射パターンに基づいてマイクロミラーアレイの反射面の形状を変更する。この処理の例として、まず、決定された照射パターンに含まれる複数の治療用レーザ光LTのそれぞれについて、発生しうる収差を求める。この処理は、たとえば撮影画像中の投影像の形状やサイズを解析することにより行われる。次に、各治療用レーザ光LTについて、発生しうる収差を打ち消すような

収差補償量を求める。続いて、各治療用レーザ光L Tが照射されるマイクロミラーを特定する。この処理は、たとえば、照射光軸50aと各マイクロミラーとの既知の位置関係、および、決定された照射パターンに含まれる治療用レーザ光L T（照準パターンを用いてもよい）と照射光軸50aとの位置関係に基づいて行うことができる。つまり、照射光軸50aの位置を媒介することで、各治療用レーザ光L Tを反射するマイクロミラーを特定することができる。制御部101は、各治療用レーザ光L Tについて、対応するマイクロミラーの位置や向きを、対応する収差補償量を実現するように変更する。

[0253] この変形例は、いわゆる補償光学（Adaptive Optics）を応用したものである。この変形例に係るレーザ治療装置によれば、イメージングファイバを用いて治療用レーザ光L Tを伝送する場合であっても、各治療用レーザ光L Tに生じうる収差を補償して治療を行うことができる。よって、眼科レーザ治療の効果低減を防止することが可能である。以上で、照射パターンの制御態様の変形例の説明を終える。

[0254] 第3の実施形態で警告処理について説明したが、この処理は他の実施形態や変形例においても適用可能である。たとえば第1の実施形態のように撮影画像を取得可能なレーザ治療装置においては、撮影系により取得された撮影画像に基づいて報知を行う報知部が設けられる。この報知処理は、たとえば、照準光L Aの投影像に欠損がある場合、暗い投影像がある場合、大きい投影像が有る場合、欠けた投影像がある場合、コンタクトレンズCLによる収差が大きい場合、コンタクトレンズCLの偏心が大きい場合などに、警告情報を出力するものである。

[0255] また、第4の実施形態のように戻り光を検出可能なレーザ治療装置においては、検出部による戻り光の検出結果に基づいて報知を行う報知部が設けられる。この報知処理は、たとえば、戻り光の光量が小さい場合などに警告情報を出力するものである。

[0256] また、治療用レーザ光の照射パターンの決定処理を行うことなく報知処理

を行う構成を適用することも可能である。そのようなレーザ治療装置の一例は、撮影系と、照射系と、報知部とを有する。撮影系は被検眼を撮影する。照射系は、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する。報知部は、撮影系により取得された撮影画像に基づいて報知を行う。また、他の例のレーザ治療装置は、照射系と、検出部と、報知部とを有する。照射系は、所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する。検出部は、所定パターンの照準光の被検眼からの戻り光を検出する。報知部は、検出部による戻り光の検出結果に基づいて報知を行う。

[0257] 以上のような報知機能を設けることにより、レーザ治療に支障が生じるおそれがあることをユーザに知らせることが可能である。よって、眼科レーザ治療の安全性の向上や、眼科レーザ治療の効果低減の防止を図ることができる。

[0258] レーザ治療を施した範囲を事後的に認識しやすくするために、治療用レーザ光L Tの照射パターンの一部に対して他よりも高い強度でレーザを照射することがある。たとえば図19Aに示すように、格子状配列における四隅のスポット（照射位置）に対して高強度のレーザを照射することが行われている。このように他よりも高い強度で治療用レーザ光L Tが照射される位置を高強度照射位置と呼ぶことにする。

[0259] 一方、上記実施形態において、照準パターンの一部を除外して治療用レーザ光L Tの照射パターンを決定する処理について説明した。このとき、格子状配列が適用される場合、四隅のいずれかのスポットに対応する治療用レーザ光L Tが除外される可能性がある。たとえば図19Bに示すように、格子状配列の右下端の治療用レーザ光L Tが除外されると、事後的に治療範囲を認識しにくくなってしまう。このような事態に対処するために、次のような構成を適用することが可能である。

[0260] まず、照射パターン決定部111は、照準パターンから除外された部分が高強度照射位置を含んでいるか判定する。この処理は、除外対象の照射位置

のそれぞれが、予め決められた高強度照射位置に該当するか判定することにより行われる。高強度照射位置に該当する照射位置が存在しないと判定された場合には、上記実施形態と同様の処理が実行される。

[0261] 一方、高強度照射位置に該当する照射位置が存在すると判定された場合、照射パターン決定部 111 は、除外されなかった照射位置のうち少なくとも 1 つを新たな高強度照射位置に設定する。この処理は、たとえば、除外された照射位置に隣接する照射位置のうちの少なくとも 1 つを選択し、選択された照射位置を新たな高強度照射位置に設定することにより行うことができる。この選択処理は予め設定されたアルゴリズムにしたがって実行される。たとえば、格子状配列の右下端の照射位置が除外された場合において、図 19 C に示すように、この右下端の照射位置に対して照射パターンの中心方向の照射位置を、新たな高強度照射位置に設定することができる。また、図 19 D に示すように、この右下端の照射位置に最も近い位置にある照射位置を、新たな高強度照射位置に設定することもできる。なお、新たな高強度照射位置に設定される照射位置の個数は任意である。

[0262] 制御部 101 は、新たな高強度照射位置に対して他の照射位置よりも高強度の治療用レーザ光 LT を照射させるように光源ユニット 2 および／またはレーザ照射系 50 を制御する。ここで、「他の照射位置」とは、治療用レーザ光 LT の照射パターンに含まれる照射位置のうち、予め決定された高強度照射位置と新たな高強度照射位置とを除いた照射位置を示す。また、高強度の治療用レーザ光 LT を照射する方法として、治療用レーザ光源 2 b の出力強度を強める方法や、高強度照射位置に対する治療用レーザ光 LT の照射時間を他の照射位置よりも長くする方法などがある。どのような方法で高強度の治療用レーザ光 LT を照射するかについては、任意に決定することが可能である。

[0263] この変形例によれば、予め設定された高強度照射位置が除外された場合であっても、治療範囲を事後的に容易に認識することが可能である。

符号の説明

- [0264] 1 レーザ治療装置
- 2 光源ユニット
 - 2 a 照準光源
 - 2 b 治療用レーザ光源
 - 2 c ガルバノミラー
 - 3 スリットランプ
 - 4 光ファイバ
 - 5 処理ユニット
 - 6 操作ユニット
 - 7 表示ユニット
 - 1 0 照明系
 - 3 0 観察系
 - 4 2 撮像装置
 - 5 0 レーザ照射系
 - 5 2 ガルバノスキャナ
 - 6 2 光検出器
 - 7 0 フォーカシングレンズ
 - 7 0 a フォーカス駆動部
 - 7 1 バリアブルクロスシリンダレンズ
 - 7 1 a シリンダレンズ駆動部
 - 1 0 1 制御部
 - 1 0 2 記憶部
 - 1 0 2 a 収差情報
 - 1 1 0 データ処理部
 - 1 1 1 照射パターン決定部
 - 1 1 2 投影像特定部
 - 1 1 3 差分特定部
 - 1 1 4 投影像選択部

1 1 5 マーカ像特定部

1 1 6 相対位置情報取得部

1 1 7 収差量取得部

1 1 8 照準光選択部

C L コンタクトレンズ

M 1、M 2、M 3、M 4 マーカ

L A 照準光

L T 治療用レーザ光

E 被検眼

E f 眼底

P i 投影像

請求の範囲

- [請求項1] 被検眼を撮影する撮影系と、
所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、
前記撮影系により取得された被検眼の撮影画像と、前記所定パターンとに基づいて、治療用レーザ光の照射パターンを決定する照射パターン決定部と、
決定された照射パターンで治療用レーザ光を照射させるように前記照射系を制御する制御部と
を有するレーザ治療装置。
- [請求項2] 前記撮影系は、所定パターンの照準光が照射されている状態の被検眼を撮影することで前記撮影画像を取得し、
前記照射パターン決定部は、この撮影画像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う
ことを特徴とする請求項1に記載のレーザ治療装置。
- [請求項3] 前記照射パターン決定部は、
前記撮影画像を解析することで、前記撮影画像における照準光の投影像を特定する投影像特定部を含み、
特定された投影像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う
ことを特徴とする請求項2に記載のレーザ治療装置。
- [請求項4] 前記撮影画像は、被検眼の眼底の画像であり、
前記照射パターン決定部は、
前記所定パターンが示す配列と、前記投影像特定部により特定された投影像の配列との差分を特定する差分特定部を含み、
少なくとも前記差分に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行う
ことを特徴とする請求項3に記載のレーザ治療装置。

- [請求項5] 前記撮影画像は、被検眼の眼底の画像であり、
 前記照射パターン決定部は、前記投影像特定部により特定された投影像に相当する画素情報に基づいて少なくとも一部の投影像を除外することにより、前記照射パターンの決定を行う
 ことを特徴とする請求項3に記載のレーザ治療装置。
- [請求項6] 前記照射パターン決定部は、
 前記投影像特定部により特定された投影像のうち相対的に低輝度の投影像を選択する第1の選択部を含み、
 少なくとも選択された投影像に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行う
 ことを特徴とする請求項5に記載のレーザ治療装置。
- [請求項7] 前記照射パターン決定部は、
 前記投影像特定部により特定された投影像のうち相対的にサイズが大きい投影像を選択する第2の選択部を含み、
 少なくとも選択された投影像に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行う
 ことを特徴とする請求項5に記載のレーザ治療装置。
- [請求項8] 前記照射パターン決定部は、
 前記投影像特定部により特定された投影像のうち形状が異なる投影像を選択する第3の選択部を含み、
 少なくとも選択された投影像に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行う
 ことを特徴とする請求項5に記載のレーザ治療装置。
- [請求項9] 前記撮影系は、レーザ治療用のコンタクトレンズが当接されている状態の被検眼を撮影することで前記撮影画像を取得し、
 前記照射パターン決定部は、この撮影画像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う
 ことを特徴とする請求項1に記載のレーザ治療装置。

- [請求項10] 前記照射パターン決定部は、前記コンタクトレンズが当接されている状態の前記撮影画像と前記所定パターンとに基づいて、前記所定パターンの一部を除外することにより、前記照射パターンの決定を行うことを特徴とする請求項9に記載のレーザ治療装置。
- [請求項11] 前記照射パターン決定部は、
前記撮影画像に基づいて、前記照射系と前記コンタクトレンズとの間の相対位置情報を取得する相対位置情報取得部を含み、
取得された相対位置情報と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う
ことを特徴とする請求項9または請求項10に記載のレーザ治療装置。
- [請求項12] 前記照射パターン決定部は、
取得された相対位置情報と前記所定パターンとに基づいて、前記所定パターンに含まれる照準光に付与される収差量を取得する収差量取得部を含み、
取得された収差量に基づいて、前記照射パターンの決定を行う
ことを特徴とする請求項11に記載のレーザ治療装置。
- [請求項13] 1つ以上の前記コンタクトレンズのそれぞれの収差を示す第1の収差情報を予め記憶した記憶部を有し、
前記収差量取得部は、
前記相対位置情報と前記所定パターンとに基づいて、前記所定パターンに含まれる照準光のコンタクトレンズに対する入射位置を求め、
前記入射位置と前記第1の収差情報とに基づいて、当該照準光に付与される収差量を取得する
ことを特徴とする請求項12に記載のレーザ治療装置。
- [請求項14] 前記記憶部は、人眼の収差の標準値または被検眼の収差の実測値を示す第2の収差情報を予め記憶し、
前記収差量取得部は、前記入射位置と前記第1の収差情報と前記第

2の収差情報とに基づいて、前記収差量の取得を行う

ことを特徴とする請求項13に記載のレーザ治療装置。

[請求項15] 前記コンタクトレンズの前記撮影系側の位置に1つ以上のマーカが設けられており、

前記照射パターン決定部は、

前記撮影画像を解析することで、前記撮影画像における前記マーカの像を特定するマーカ像特定部を含み、

特定された前記マーカの像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う

ことを特徴とする請求項9～請求項14のいずれか一項に記載のレーザ治療装置。

[請求項16] 前記照射パターン決定部は、前記撮影画像における前記マーカの像の位置と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う

ことを特徴とする請求項15に記載のレーザ治療装置。

[請求項17] 前記照射パターン決定部は、前記撮影画像における前記マーカの像の形状と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う

ことを特徴とする請求項15に記載のレーザ治療装置。

[請求項18] 前記撮影系は、前記コンタクトレンズに対して平行光束が照射されている状態の被検眼を撮影することで前記撮影画像を取得し、

前記照射パターン決定部は、この撮影画像における前記平行光束の反射像と前記所定パターンとに基づいて、前記照射パターンの決定を行う

ことを特徴とする請求項9～請求項14のいずれか一項に記載のレーザ治療装置。

[請求項19] 所定パターンの照準光と、治療用レーザ光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、

前記所定パターンの照準光の被検眼からの戻り光を検出する検出部と、

前記戻り光の検出結果と前記所定パターンとに基づいて、治療用レーザー光の照射パターンを決定する照射パターン決定部と、

決定された照射パターンで治療用レーザー光を照射させるように前記照射系を制御する制御部と

を有するレーザー治療装置。

[請求項20]

前記検出部は、前記戻り光の光量を検出し、

前記照射パターン決定部は、

前記光量の検出結果に基づいて、前記所定パターンの照準光のうち、戻り光の光量が相対的に小さい照準光を選択する第4の選択部を含み、

少なくとも選択された照準光に相当する部分を前記所定パターンから除外することにより、前記照射パターンの決定を行う

ことを特徴とする請求項19に記載のレーザー治療装置。

[請求項21]

前記照射パターン決定部により前記所定パターンの一部が除外された場合において、除外された部分が予め決められた高強度照射位置を含む場合、前記照射パターン決定部は、除外されなかった照射位置のうち少なくとも1つを新たな高強度照射位置に設定し、

前記制御部は、前記新たな高強度照射位置に対して他の照射位置よりも高強度の治療用レーザー光を照射させるように前記照射系を制御する

ことを特徴とする請求項4～請求項8、請求項10および請求項20のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項22]

前記照射系は、眼底に対する治療用レーザー光の照射位置を変更するための走査部を含み、

前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記走査部を制御する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項23]

前記照射系は、
眼底に対する治療用レーザー光の照射位置を変更するための走査部と、
治療用レーザー光の経路を、被検眼に向かう第 1 の経路と、被検眼に向かわない第 2 の経路とに切り替えるための経路切替部と
を含み、
前記制御部は、
前記所定パターンに基づいて前記走査部を制御しつつ、
前記所定パターンから除外された部分に対応する前記走査部の制御に同期して治療用レーザー光の経路を前記第 2 の経路に切り替えるよう前記経路切替部を制御する

ことを特徴とする請求項 4 ～請求項 8、請求項 10、請求項 20 および請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項24]

前記経路切替部は、治療用レーザー光の経路に設けられ、治療用レーザー光を反射する反射面の向きを変更可能な第 1 の反射部材を含み、
前記制御部は、前記第 1 の反射部材の反射面の向きを変更することにより治療用レーザー光の経路の切り替えを行う
ことを特徴とする請求項 23 に記載のレーザー治療装置。

[請求項25]

前記照射系は、その光軸に沿って移動可能とされ、眼底における治療用レーザー光の投影スポットのサイズを変更するためのフォーカシングレンズを含み、
前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記フォーカシングレンズを移動させる
ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項26]

前記照射系は、眼底における治療用レーザー光の投影スポットの非点

収差を補正するためのバリアブルクロスシリンダレンズを含み、

前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記バリアブルクロスシリンダレンズを制御する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項27] 前記照射系は、治療用レーザー光を反射する反射面の形状を変更可能な第 2 の反射部材を含み、

前記制御部は、前記照射パターン決定部により決定された照射パターンに基づいて前記第 2 の反射部材の反射面の形状を変更する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 21 のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項28] 前記撮影系により取得された撮影画像に基づいて報知を行う報知部を有する

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 18 のいずれか一項に記載のレーザー治療装置。

[請求項29] 前記検出部による前記戻り光の検出結果に基づいて報知を行う報知部を有する

ことを特徴とする請求項 19 または請求項 20 に記載のレーザー治療装置。

[請求項30] 被検眼を撮影する撮影系と、

所定パターンの照準光と、治療用レーザー光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、

前記撮影系により取得された撮影画像に基づいて報知を行う報知部と

を有するレーザー治療装置。

[請求項31] 所定パターンの照準光と、治療用レーザー光とを、被検眼の眼底に向けて照射する照射系と、

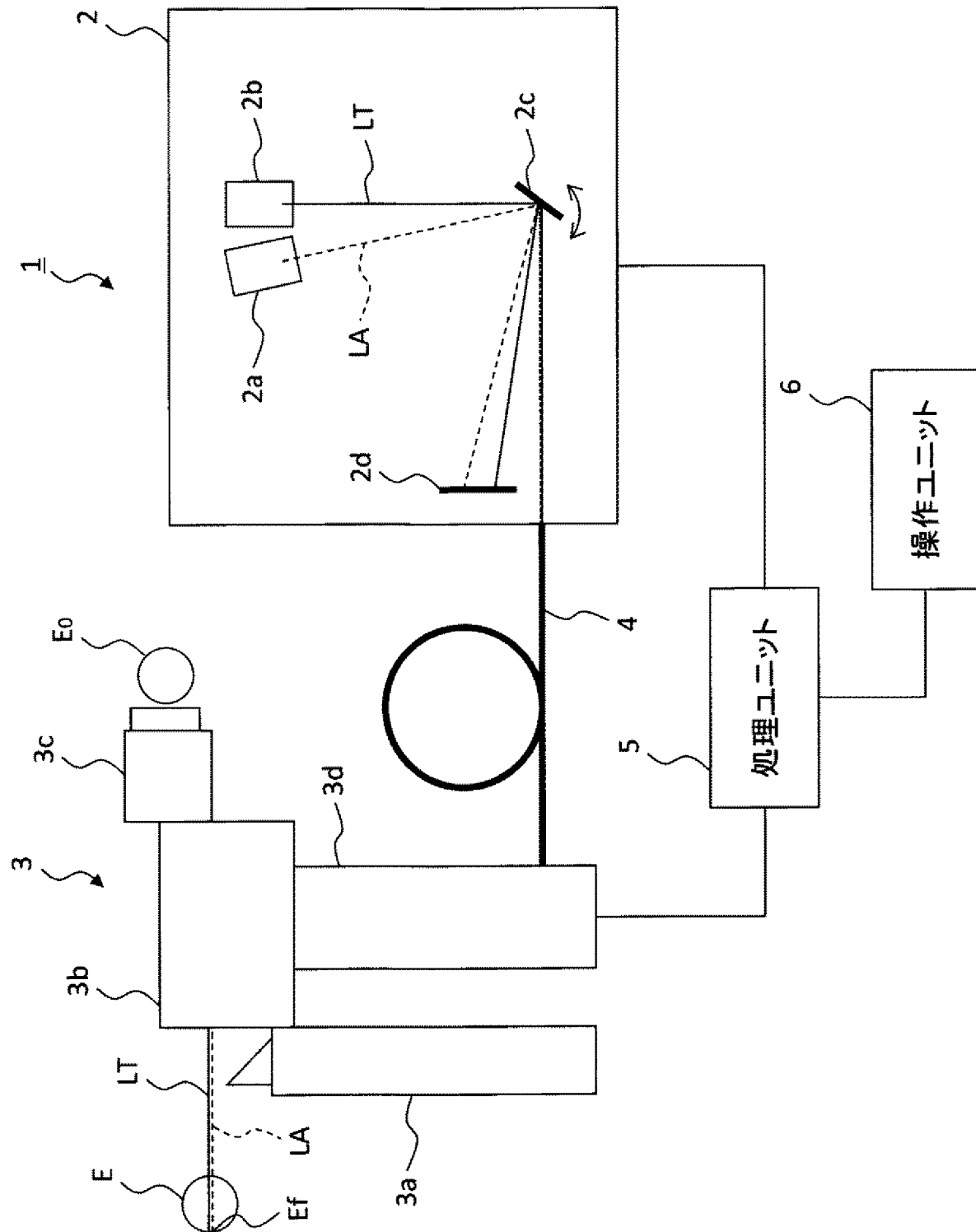
前記所定パターンの照準光の被検眼からの戻り光を検出する検出部

と、

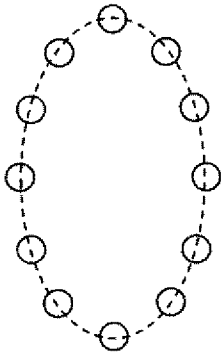
前記検出部による前記戻り光の検出結果に基づいて報知を行う報知部と

を有するレーザ治療装置。

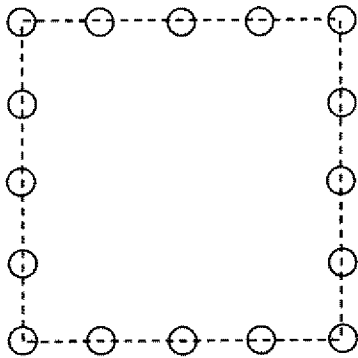
[図1]



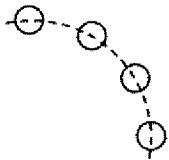
[図3B]



[図3C]



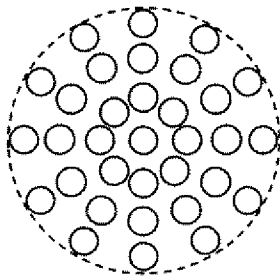
[図3D]



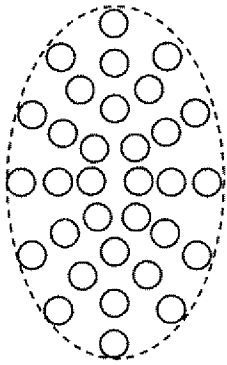
[図3E]



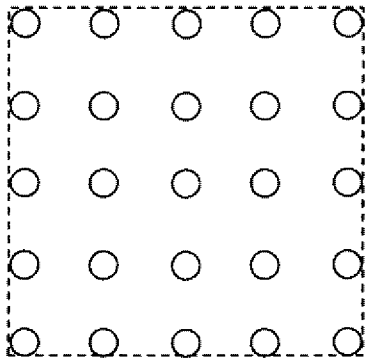
[図3F]



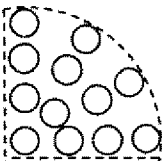
[図3G]



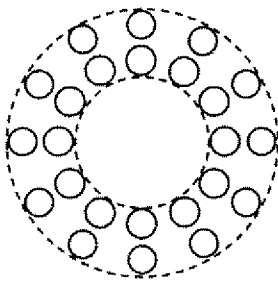
[図3H]



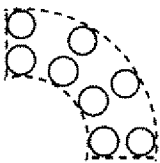
[図3I]



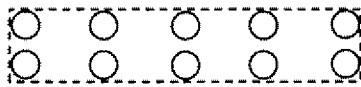
[図3J]



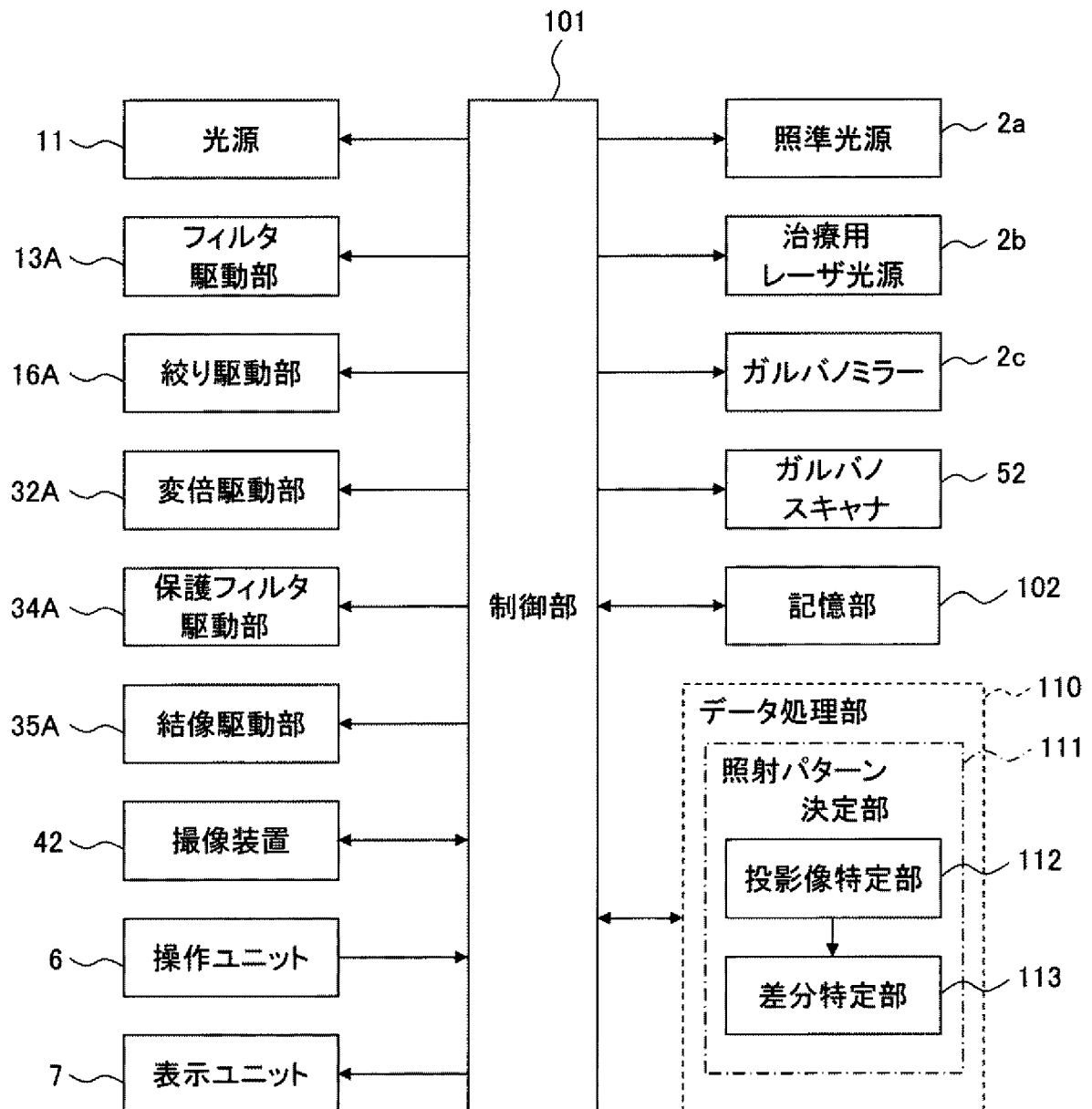
[図3K]



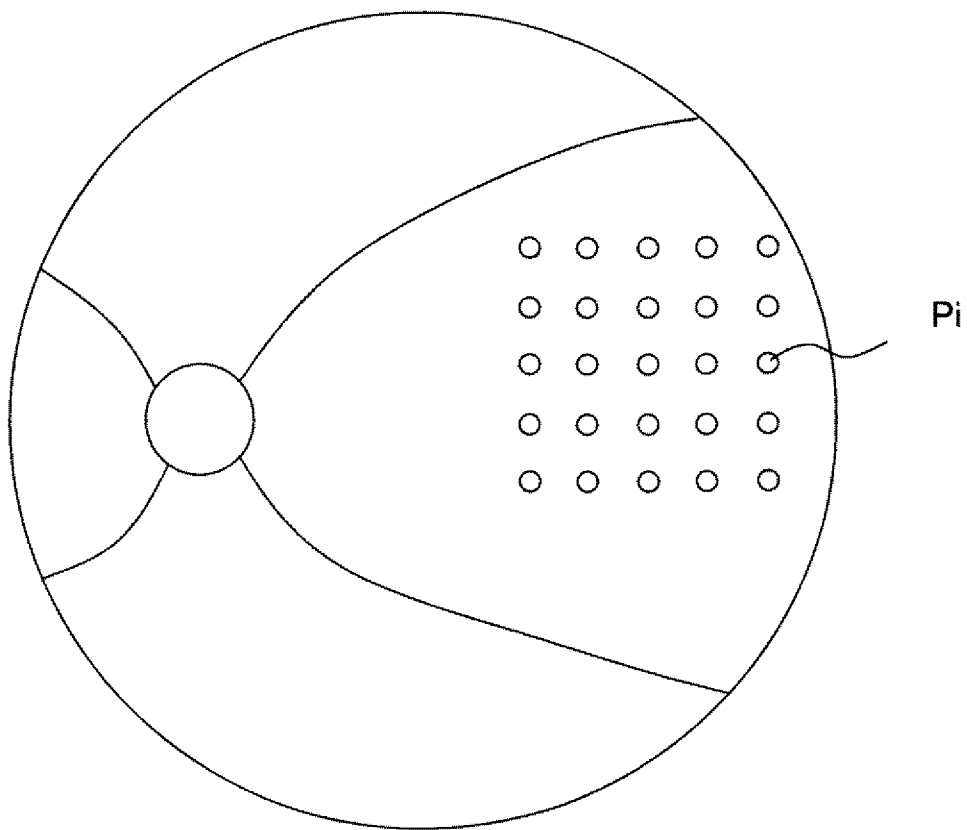
[図3L]



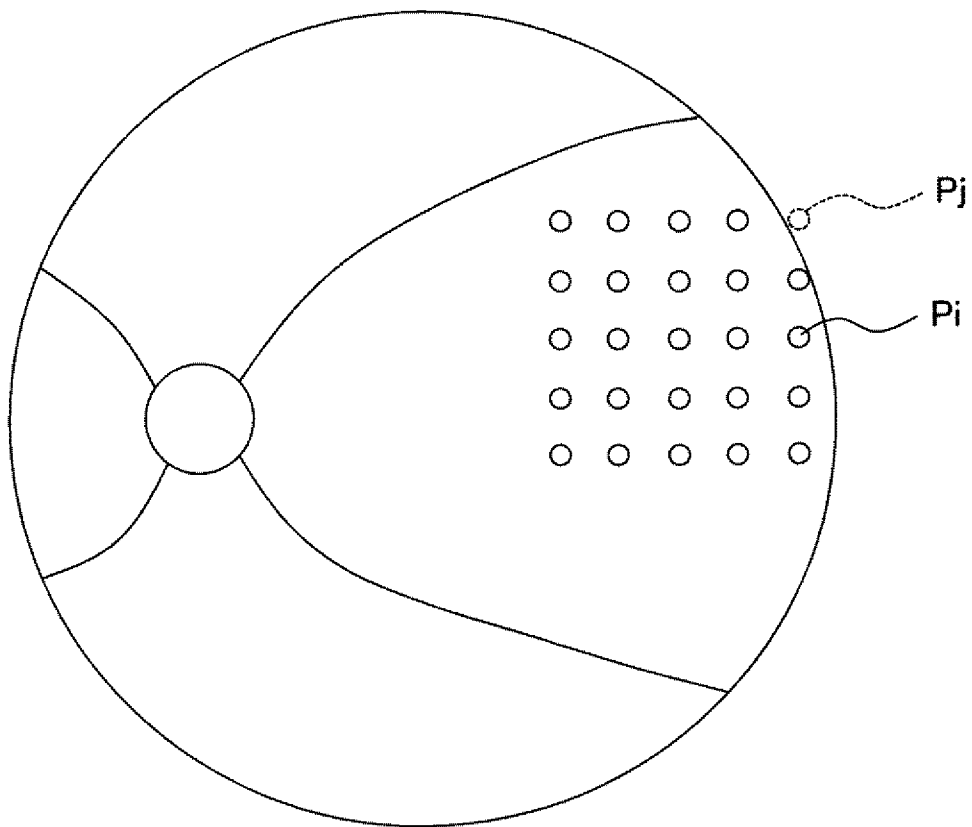
[図4]



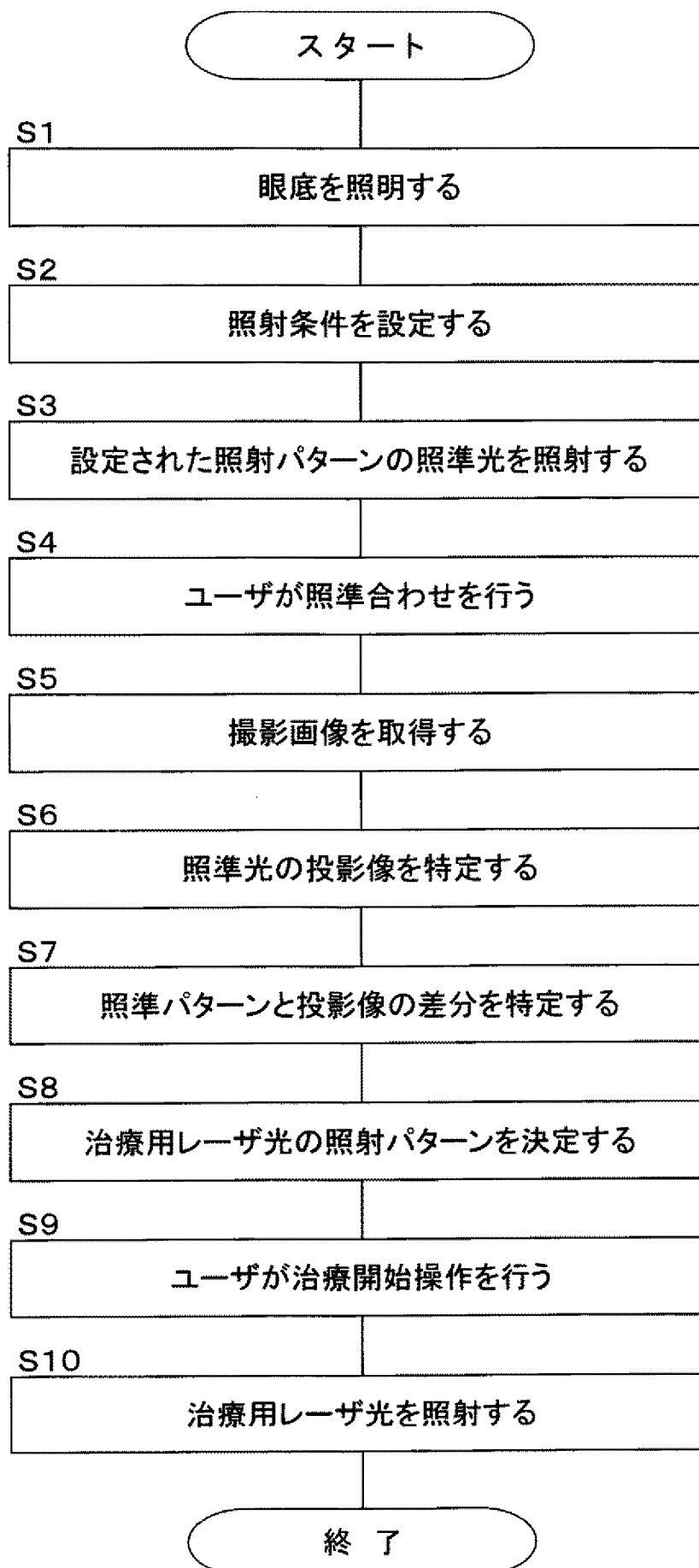
[図5A]



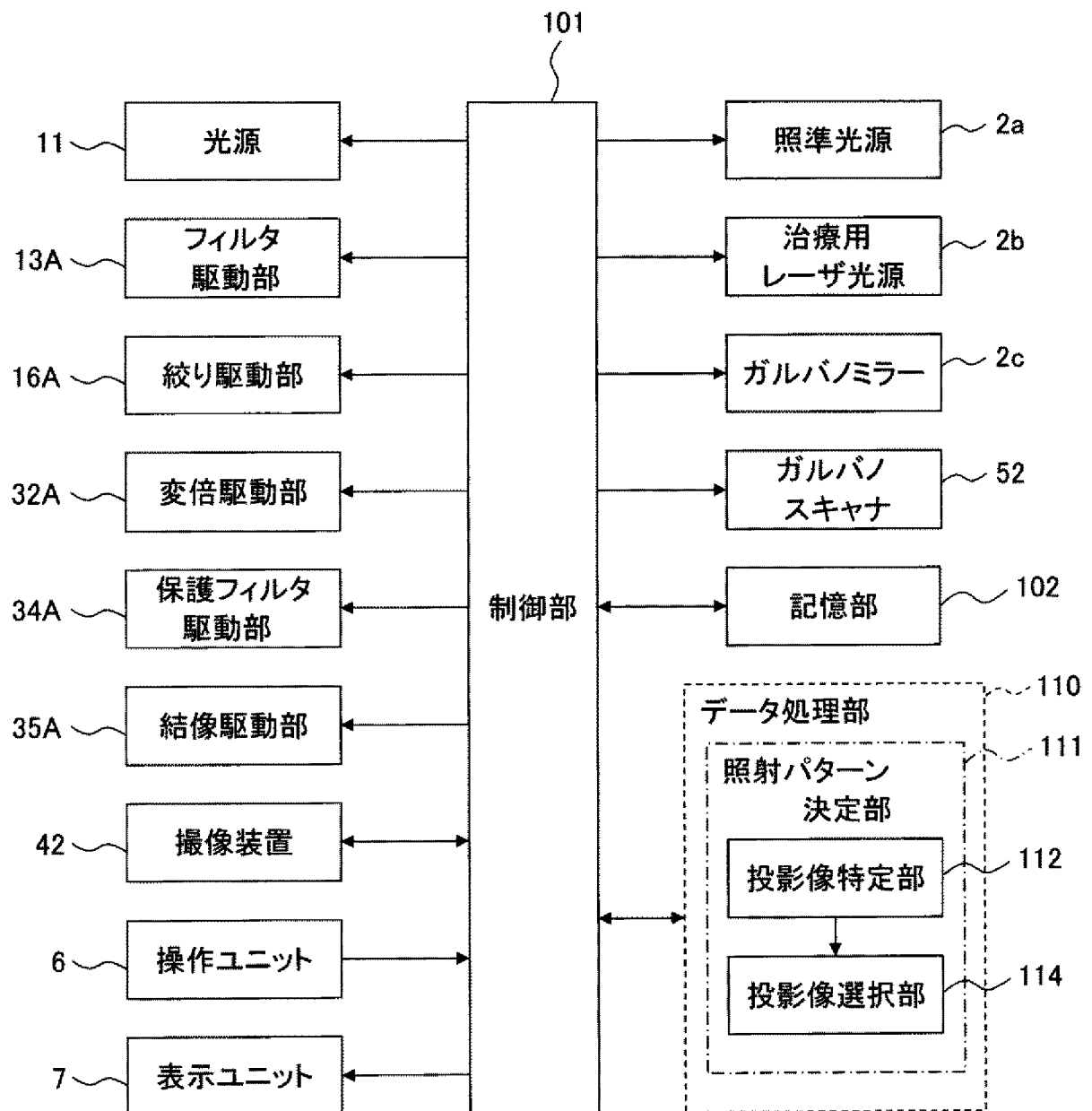
[図5B]



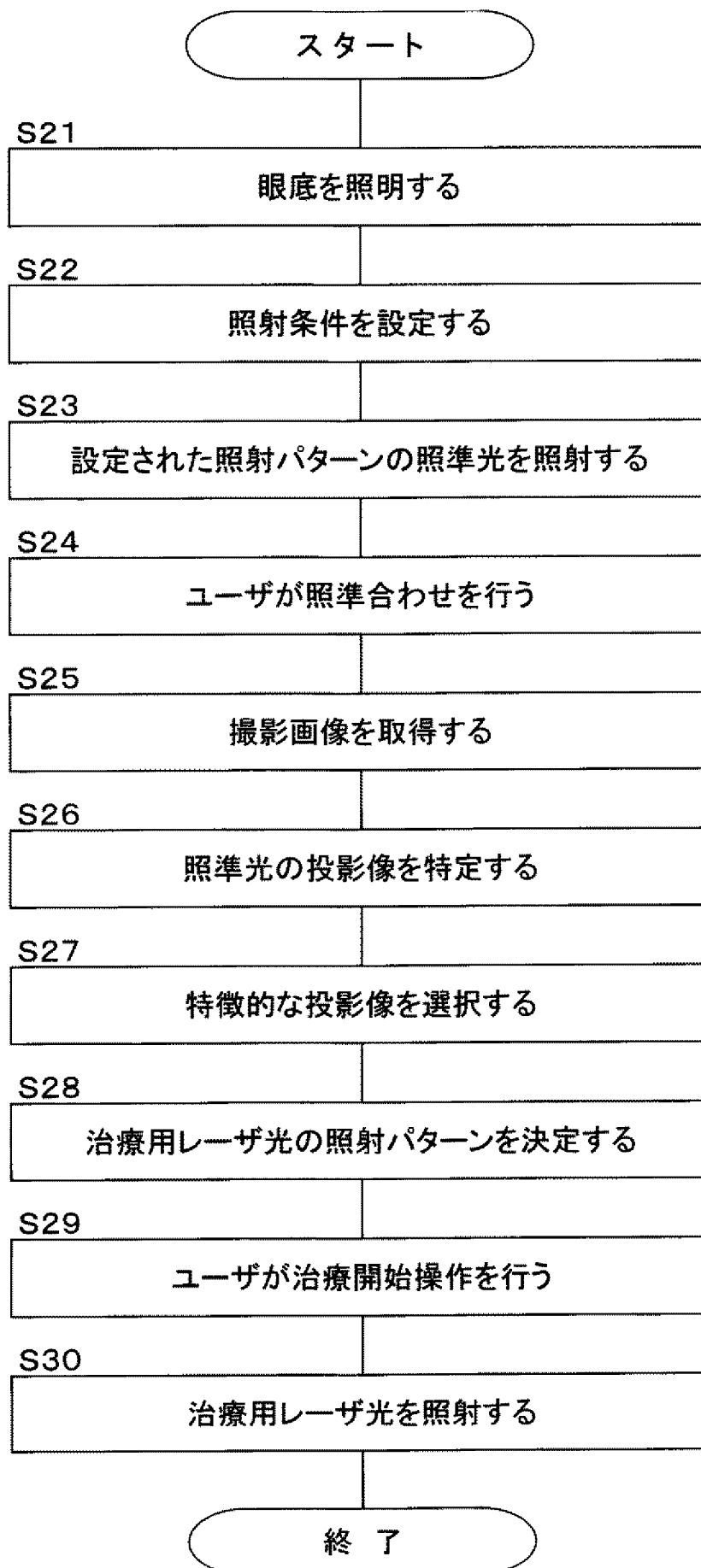
[図6]



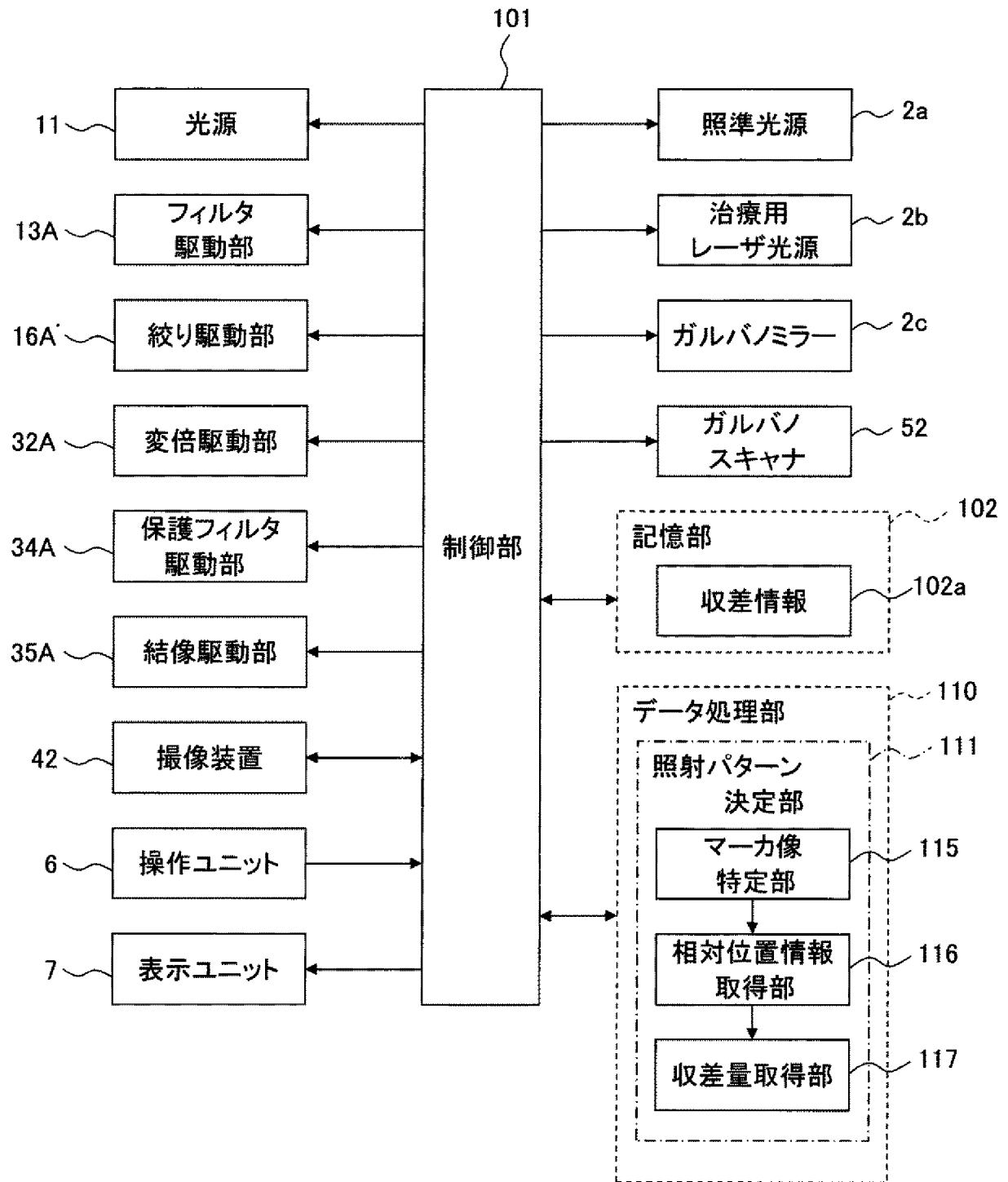
[図7]



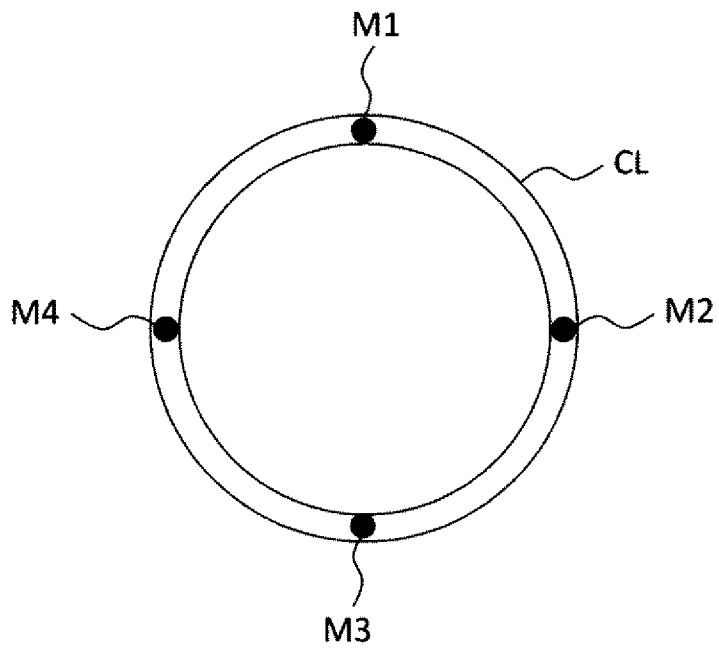
[図8]



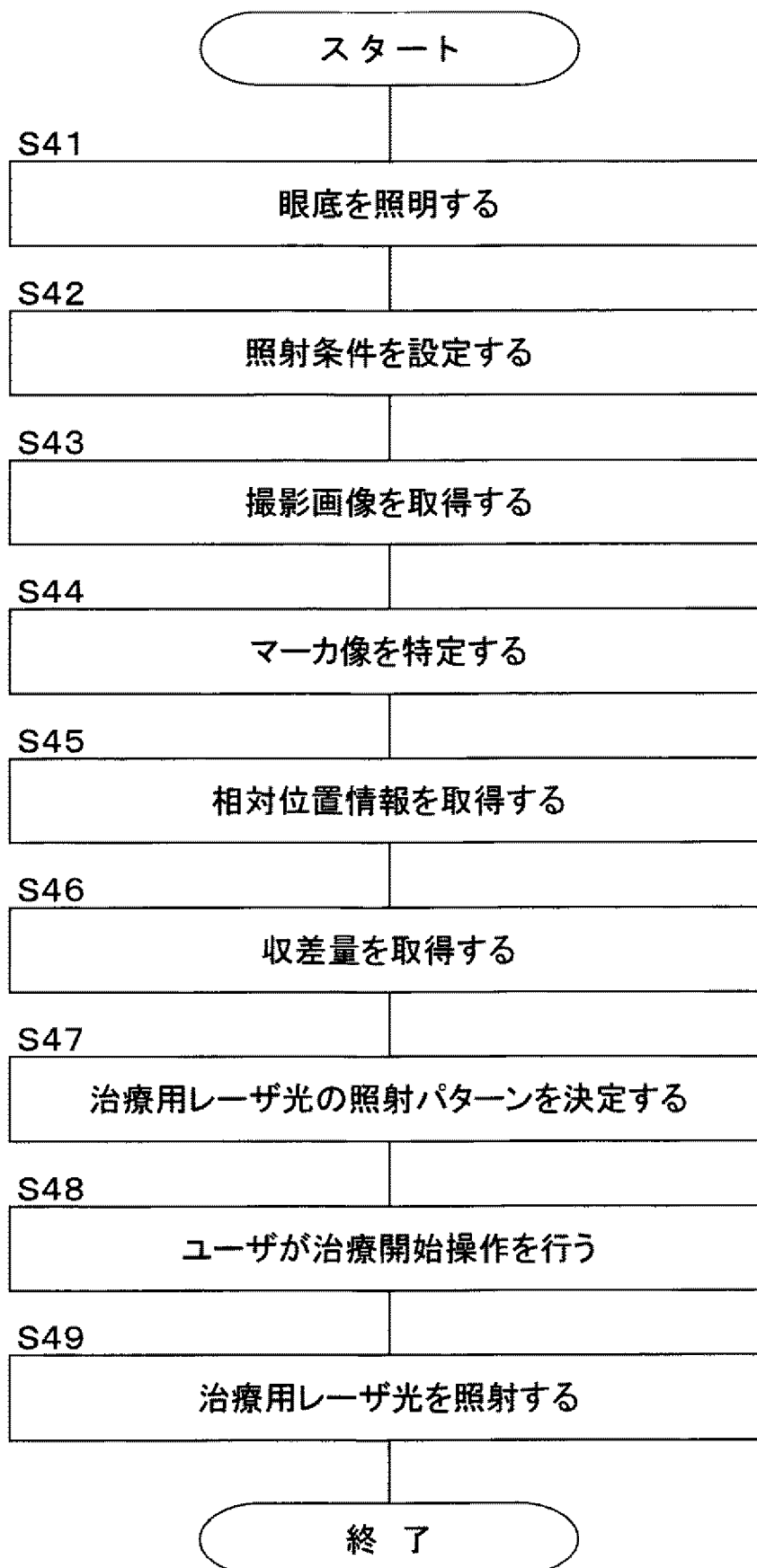
[図9]



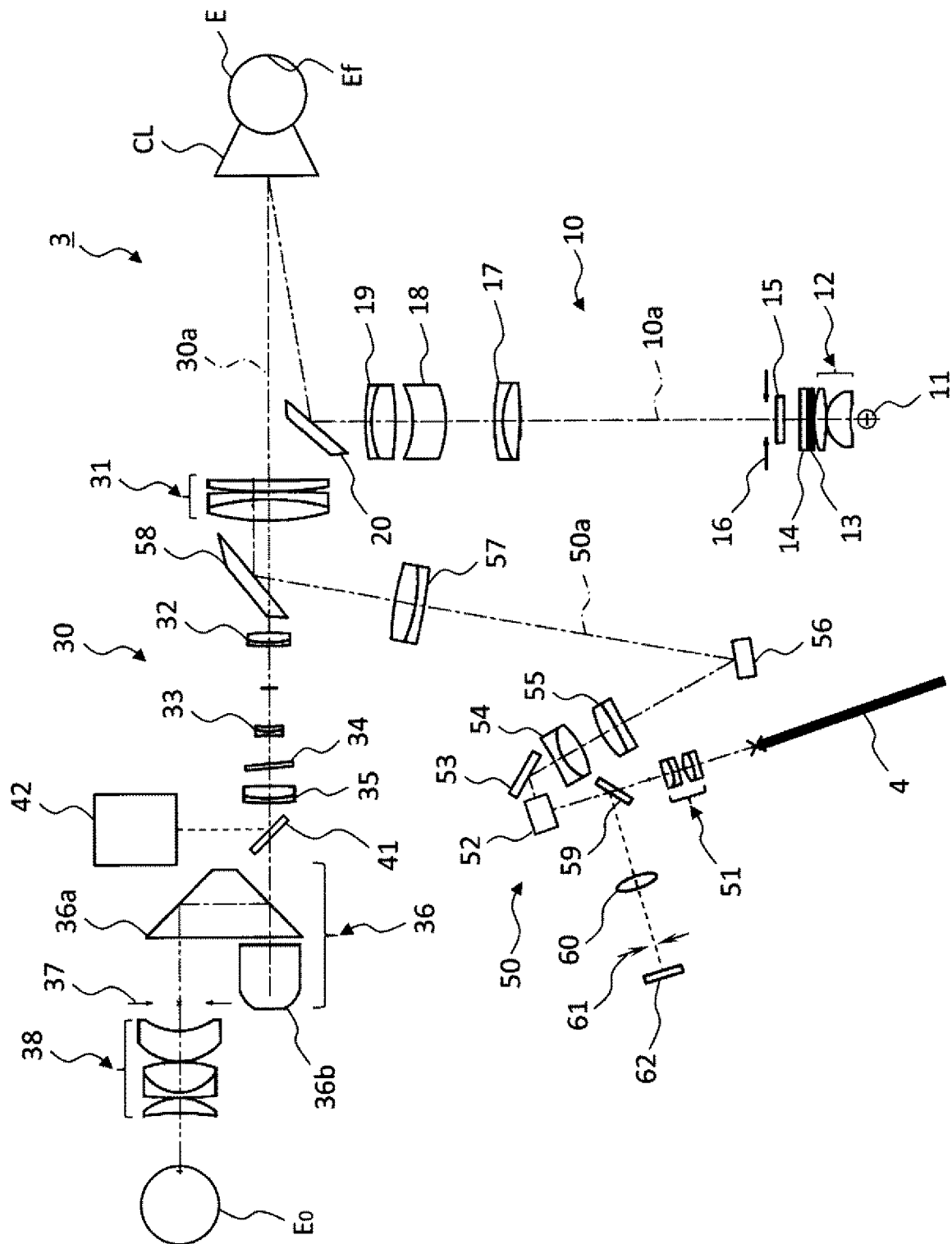
[図10]



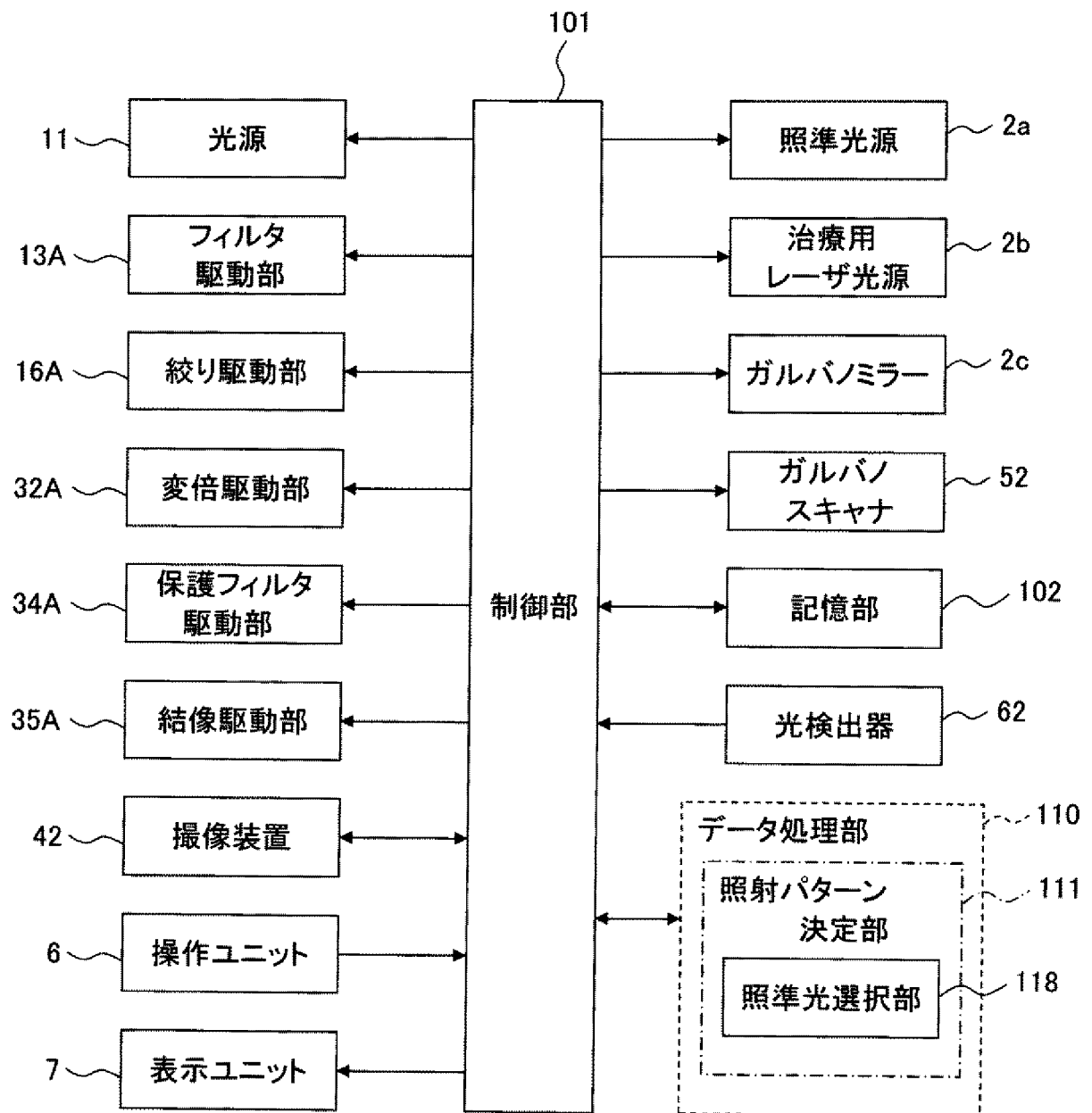
[図11]



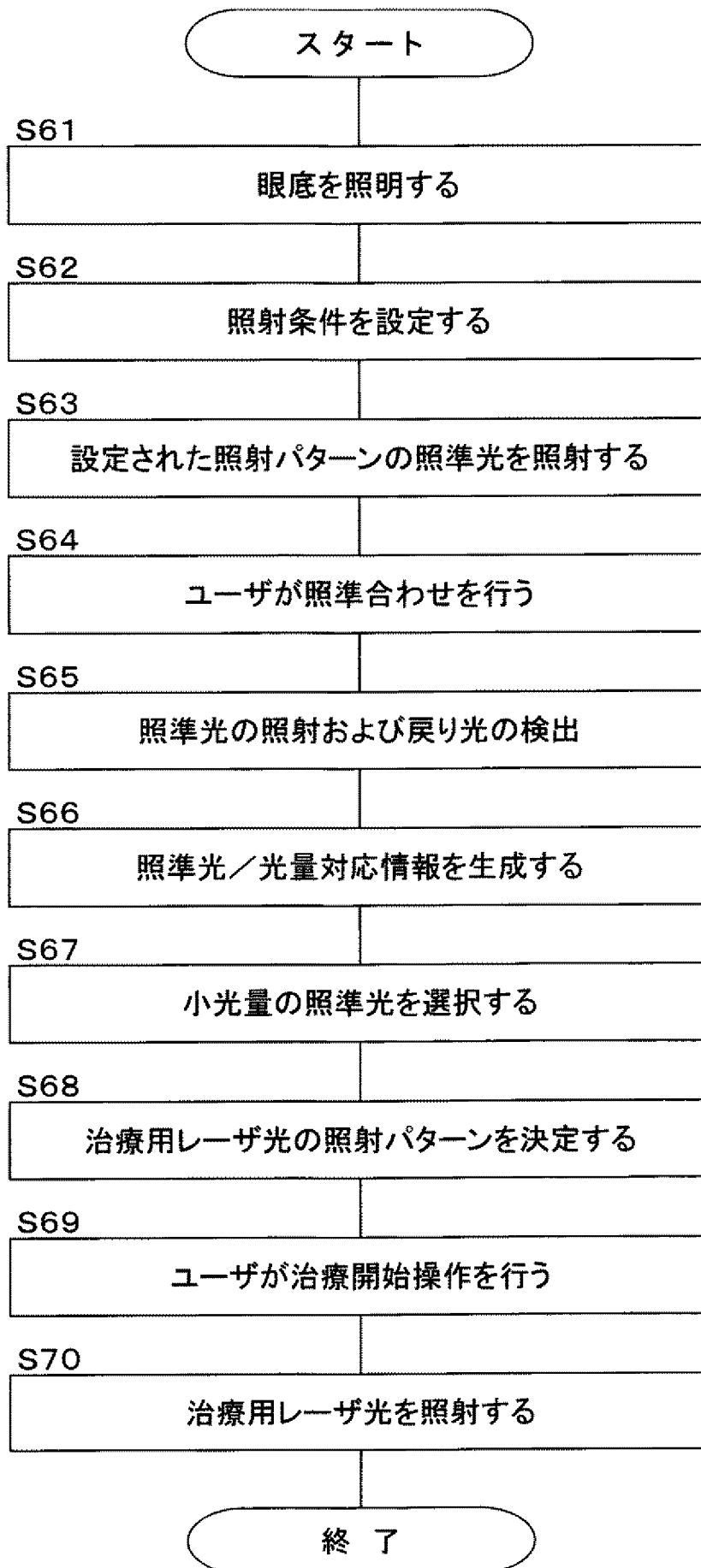
[図12]



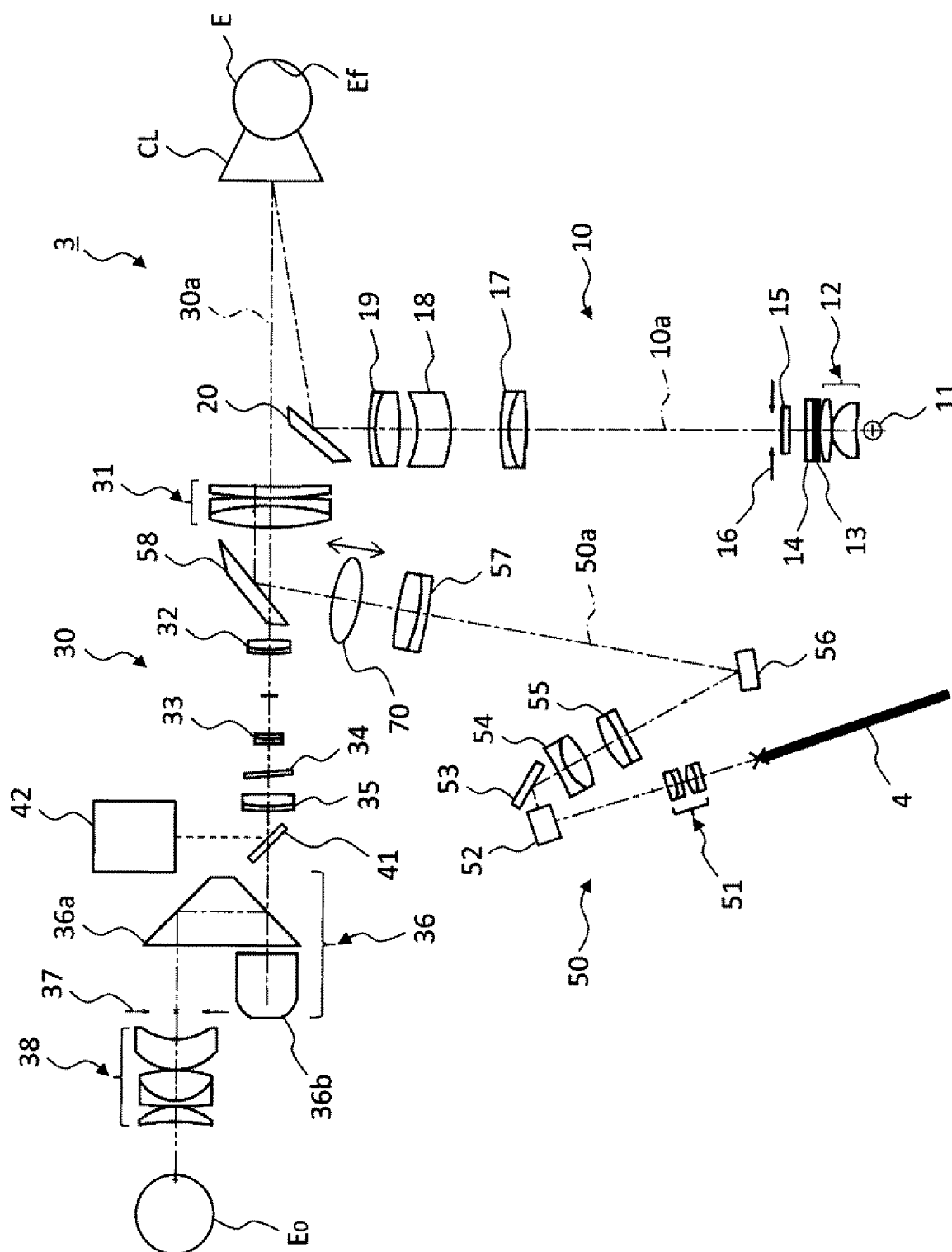
[図13]



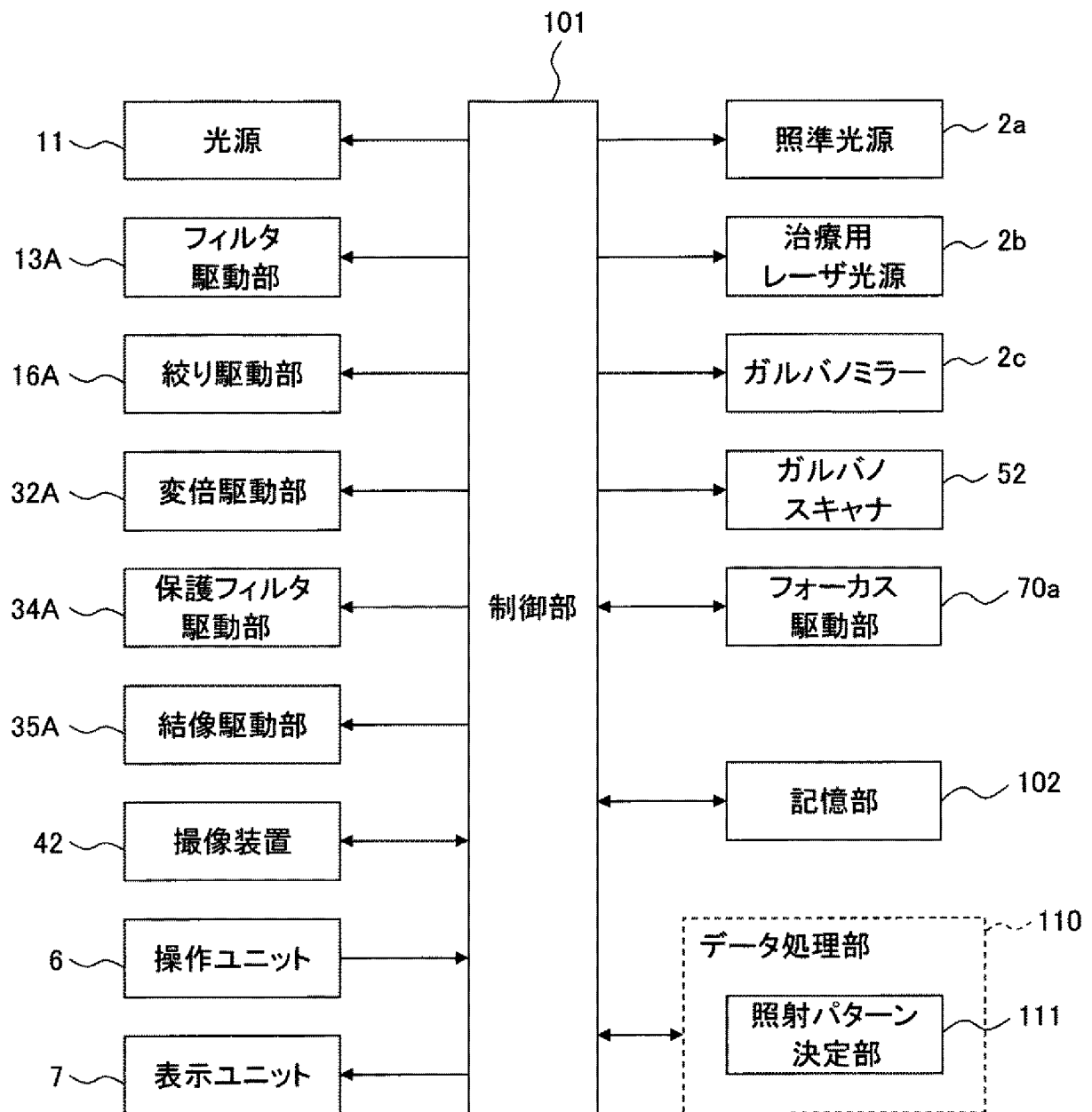
[図14]



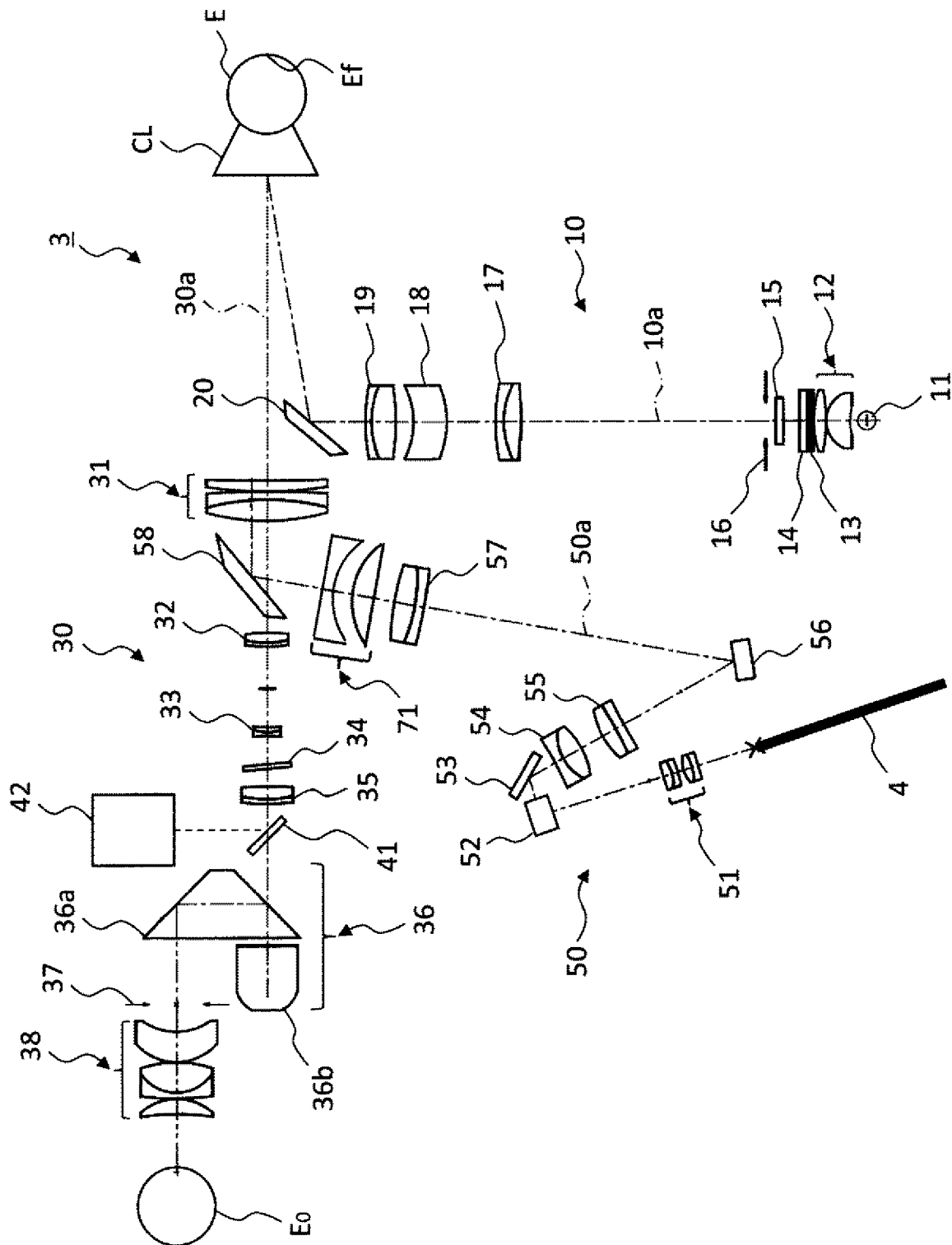
[図15]



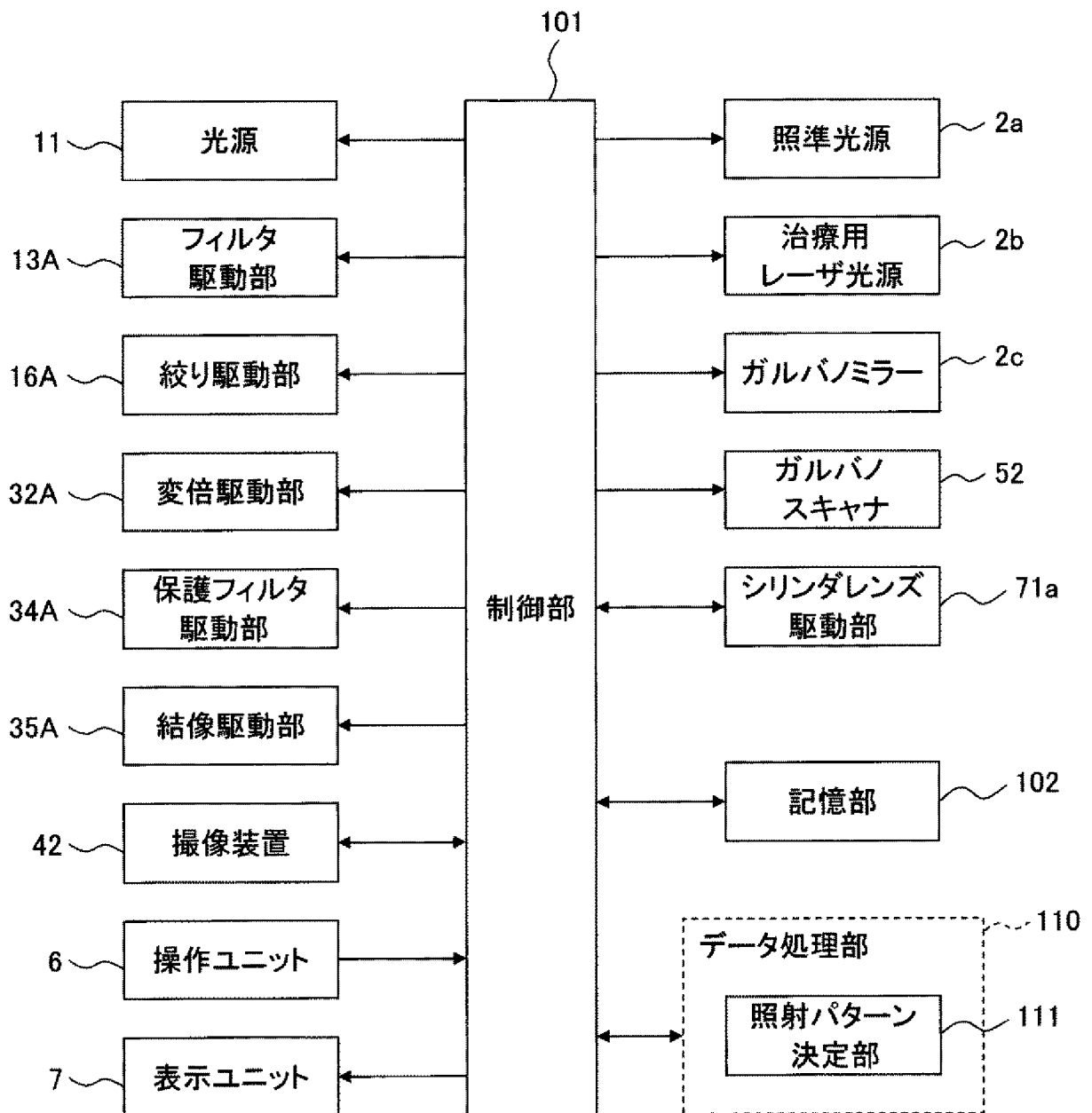
[図16]



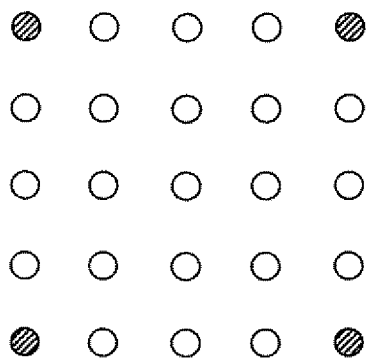
[図17]



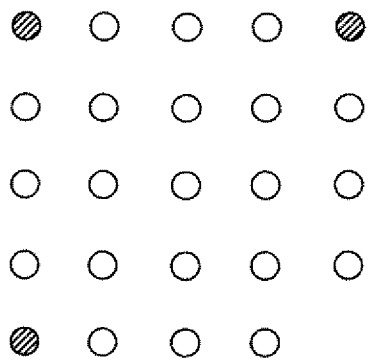
[図18]



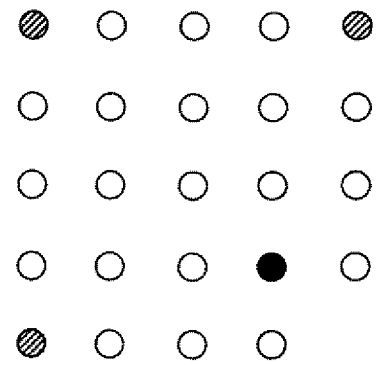
[図19A]



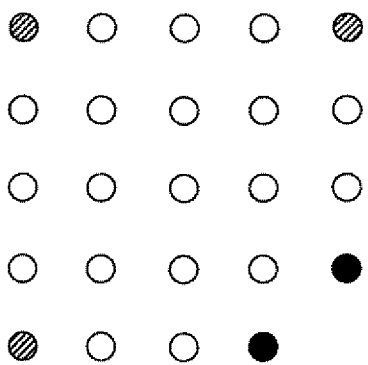
[図19B]



[図19C]



[図19D]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/071634

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F9/008(2006.01)i, A61B3/12(2006.01)i, A61B18/20(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)

A61F9/008, A61B3/12, A61B18/20

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
A	JP 2011-512916 A (Carl Zeiss Meditec AG.), 28 April 2011 (28.04.2011), & US 2011/0116040 A1 & EP 2254457 A & WO 2009/106298 A1	1-31
A	JP 2012-135550 A (Nidek Co., Ltd.), 19 July 2012 (19.07.2012), & US 2012/0165799 A1 & EP 2468225 A1	1-31
A	JP 2011-212349 A (Nidek Co., Ltd.), 27 October 2011 (27.10.2011), & US 2011/0245815 A1 & EP 2371327 A	1-31
A	JP 2011-224345 A (Nidek Co., Ltd.), 10 November 2011 (10.11.2011), & US 2011/0245816 A1 & EP 2371328 A1	1-31

☒ 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
26 September, 2013 (26.09.13)

Date of mailing of the international search report
08 October, 2013 (08.10.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/071634

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-148635 A (Topcon Corp.), 08 July 2010 (08.07.2010), (Family: none)	1-31
A	JP 2010-508919 A (LARSEN, Lars, Michael), 25 March 2010 (25.03.2010), & US 2010/0292676 A1 & EP 2094208 A & WO 2008/055506 A2	1-31
A	JP 1-113025 A (Tokyo Optical Co., Ltd.), 01 May 1989 (01.05.1989), & US 4968130 A & DE 3836860 A & FR 2622426 A	1-31
A	WO 2010/130456 A1 (CARL ZEISS MEDITEC AG), 18 November 2010 (18.11.2010), & JP 2012-526570 A & US 2012/0150159 A1 & EP 2429469 A	1-31
A	JP 2000-513965 A (Life Science Resources Ltd.), 24 October 2000 (24.10.2000), & US 2002/0151877 A1 & EP 921773 A & WO 1998/000078 A1	1-31
A	JP 2009-514564 A (Optimedica Corp.), 09 April 2009 (09.04.2009), & US 2007/0129775 A1 & EP 1926446 A & WO 2007/035855 A2	1-31

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61F9/008(2006.01)i, A61B3/12(2006.01)i, A61B18/20(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（I P C））

Int.Cl. A61F9/008, A61B3/12, A61B18/20

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
A	JP 2011-512916 A（カール ツァイス メディテック アクチエン ゲゼルシャフト）2011.04.28, & US 2011/0116040 A1 & EP 2254457 A & WO 2009/106298 A1	1-31
A	JP 2012-135550 A（株式会社ニデック）2012.07.19, & US 2012/0165799 A1 & EP 2468225 A1	1-31
A	JP 2011-212349 A（株式会社ニデック）2011.10.27, & US 2011/0245815 A1 & EP 2371327 A1	1-31

☒ 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

2 6 . 0 9 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 8 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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

3 I

9 2 5 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-224345 A (株式会社ニデック) 2011. 11. 10, & US 2011/0245816 A1 & EP 2371328 A1	1-31
A	JP 2010-148635 A (株式会社トプコン) 2010. 07. 08, (ファミリーなし)	1-31
A	JP 2010-508919 A (ラーセン, ラース マイケル) 2010. 03. 25, & US 2010/0292676 A1 & EP 2094208 A & WO 2008/055506 A2	1-31
A	JP 1-113025 A (東京光学機械株式会社) 1989. 05. 01, & US 4968130 A & DE 3836860 A & FR 2622426 A	1-31
A	WO 2010/130456 A1 (CARL ZEISS MEDITEC AG) 2010. 11. 18, & JP 2012-526570 A & US 2012/0150159 A1 & EP 2429469 A	1-31
A	JP 2000-513965 A (ライフ サイエンス リソーシズ リミテッド) 2000. 10. 24, & US 2002/0151877 A1 & EP 921773 A & WO 1998/000078 A1	1-31
A	JP 2009-514564 A (オプティメディカ・コーポレーション) 2009. 04. 09, & US 2007/0129775 A1 & EP 1926446 A & WO 2007/035855 A2	1-31