

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6627382号
(P6627382)

(45) 発行日 令和2年1月8日(2020.1.8)

(24) 登録日 令和1年12月13日(2019.12.13)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 F 9/008 (2006.01)

A 6 1 F 9/008 1 2 O B

A 6 1 F 9/008 1 3 O

請求項の数 2 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2015-195132 (P2015-195132)
 (22) 出願日 平成27年9月30日(2015.9.30)
 (65) 公開番号 特開2017-64189 (P2017-64189A)
 (43) 公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)
 審査請求日 平成30年9月27日(2018.9.27)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
 (72) 発明者 朝倉 丈裕
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内
 (72) 発明者 富田 誠喜
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内
 (72) 発明者 上野 登輝夫
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内

審査官 安田 昌司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】眼科用レーザ治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者眼を観察する観察光学系と、
 患者眼に向けて治療用の第 1 レーザ光を照射する第 1 照射光学系と、
 患者眼に向けて治療用の第 2 レーザ光を照射する第 2 照射光学系と、
 前記第 1 レーザ光の照射をガイドするための第 1 ガイド光を患者眼に向けて照射する第 1 ガイド光学系と、
 前記第 2 レーザ光の照射をガイドするための第 2 ガイド光を患者眼に向けて照射する第 2 ガイド光学系と、
 を備え、
 前記第 2 照射光学系は、前記観察光学系のピントが合う基準面に前記第 2 ガイド光が集光される状態において、前記基準面よりも遠方または近方に前記第 2 レーザ光の集光位置をずらすことで、前記基準面での前記第 2 レーザ光のスポットサイズを、前記基準面での前記第 1 レーザ光のスポットサイズよりも大きくし、
 前記第 1 ガイド光学系および前記第 2 ガイド光学系は、前記第 1 ガイド光および前記第 2 ガイド光を前記基準面上に集光させ、
 前記第 2 ガイド光学系および前記第 2 照射光学系は、前記第 2 レーザ光の集光位置が前記第 2 ガイド光の集光位置からずれた状態において、前記第 2 ガイド光のスポットサイズと前記第 2 レーザ光のスポットサイズとを前記基準面において一致させる、
 ことを特徴とする眼科用レーザ治療装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の眼科用レーザー治療装置であって、

前記第 2 ガイド光学系の光路には前記第 2 ガイド光を導光するための光ファイバーが設けられていると共に、前記光ファイバーの出射端と前記基準面とが光学的に共役の位置関係とされている、

ことを特徴とする眼科用レーザー治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、患者眼にレーザー光を照射して治療を行う眼科用レーザー治療装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

患者眼にレーザー光を照射して治療を行うレーザー治療装置が知られている。例えば、特許文献 1 のレーザー治療装置は、術者が患者眼の観察部位を観察する観察光学系と、患者眼の組織を治療するための治療レーザー光を出射する照射光学系を備えている。また、特許文献 1 のレーザー治療装置は、波長変換素子を用いて、レーザー光源によって出射された赤外レーザー光（波長：1064nm）を可視レーザー光（波長：532nm）に変換できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【特許文献 1】特開 2014 - 233469 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、治療部位に形成する治療レーザー光のスポットサイズは、治療目的に応じて異なってくる。特に背景技術に示すように、一台の眼科用レーザー治療装置において治療目的に応じて異なる波長のレーザー光を使い分けようとする場合、各々のレーザー光のスポットサイズを適切に形成しようとすると光学系が複雑になりやすい。また、異なる波長の治療レーザー光を使い分ける場合、照準用のガイド光もまた各治療レーザー光のスポットサイズに対応しつつ術者がガイド光を明瞭に観察できる工夫が必要である。

30

【0005】

本開示は、簡素な光学系により、スポットサイズが異なる複数種類の治療レーザー光を得ることができると共に、使用される複数の治療レーザー光のスポットサイズに対応し、さらに明瞭に観察可能なガイド光を得ることができる眼科用レーザー治療装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

患者眼を観察する観察光学系と、患者眼に向けて治療用の第 1 レーザ光を照射する第 1 照射光学系と、患者眼に向けて治療用の第 2 レーザ光を照射する第 2 照射光学系と、前記第 1 レーザ光の照射をガイドするための第 1 ガイド光を患者眼に向けて照射する第 1 ガイド光学系と、前記第 2 レーザ光の照射をガイドするための第 2 ガイド光を患者眼に向けて照射する第 2 ガイド光学系と、を備え、前記第 2 照射光学系は、前記観察光学系のピントが合う基準面に前記第 2 ガイド光が集光される状態において、前記基準面よりも遠方または近方に前記第 2 レーザ光の集光位置をずらすことで、前記基準面での前記第 2 レーザ光のスポットサイズを、前記基準面での前記第 1 レーザ光のスポットサイズよりも大きくし、前記第 1 ガイド光学系および前記第 2 ガイド光学系は、前記第 1 ガイド光および前記第 2 ガイド光を前記基準面上に集光させ、前記第 2 ガイド光学系および前記第 2 照射光学系は、前記第 2 レーザ光の集光位置が前記第 2 ガイド光の集光位置からずれた状態において、前記第 2 ガイド光のスポットサイズと前記第 2 レーザ光のスポットサイズとを前記基準

40

50

面において一致させる、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本開示によれば、簡素な光学系により、スポットサイズが異なる複数種類の治療レーザー光を治療部位に照射すると共に、ガイド光のスポットサイズは各々の治療レーザー光のスポットサイズに対応でき、且つ、ガイド光を明瞭に観察可能な眼科用レーザー治療装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

10

【図1】本開示の眼科用レーザー治療装置の外観図である。

【図2】図1の眼科用レーザー治療装置の光学系を側方からみた図である。

【図3】図1の眼科用レーザー治療装置の光学系を上方からみた図である。

【図4】図1の眼科用レーザー治療装置の制御系の構成を示す図である。

【図5】第1ガイド光と第1レーザー光の集光位置を説明する図である。

【図6】図5の状態における、第1ガイド光と第1レーザー光のスポットを説明する図である。

【図7】第2ガイド光学系の一部を説明する図である。

【図8】第2ガイド光学系の各位置での光束を説明する図である。

20

【図9】第2ガイド光と第2レーザー光の集光位置を説明する図である。

【図10】図9における、第2ガイド光と第2レーザー光のスポットを説明する図である。

【図11】第1レーザー光照射モードを説明する図である。

【図12】第2レーザー光照射モードを説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を用いて、本開示における典型的な実施形態を説明する。図1は本実施形態の眼科用レーザー治療装置1を右斜め上からみた外観図である。図2は、図1の眼科用レーザー治療装置1の光学系を、側方（図1だと紙面左側）からみた図である。図3は、図1の眼科用レーザー治療装置1の光学系を、上方（図1だと紙面上側）からみた図である。図4は図1の眼科用レーザー治療装置1の、制御系の構成を説明する図である。

30

【0010】

<全体構成>

本実施形態の眼科用レーザー治療装置1は、スリットデリバリー部2、およびテーブル部3を備える。本実施形態のスリットデリバリー部2は、治療部位を治療するための治療用のレーザー光（本実施形態では第1レーザー光および第2レーザー光）を、患者眼Epに照射する。本実施形態の眼科用レーザー治療装置1は、第1照射光学系10A、第2照射光学系10B、第1ガイド光学系70、第2ガイド光学系50、観察光学系30、照明光学系40、および制御部110を備える。なお、本実施形態の眼科用レーザー治療装置1が備える各種光学系、および治療用のレーザー光については、後ほど詳細に説明する。

【0011】

40

本実施形態のテーブル部3は、スリットデリバリー部2を載置する。本実施形態のスリットデリバリー部2は、本体部101、照明部102、顕微鏡部103、接眼部104、変位部107、操作パネル部105、ジョイスティック部106、およびヘッドレスト部108を備える。本実施形態の本体部101は、治療用のレーザー光を生成するレーザー光源11を内蔵している（図2参照）。なお、例えば、スリットデリバリー部2の外部にレーザー光源11を配置してもよい。この場合、例えば、光ファイバーケーブルを用いて、スリットデリバリー部2の光学系に、レーザー光を接続（導波）してもよい。

【0012】

本実施形態の照明部102は、患者眼Epの観察部位に照明光を照射できる。本実施形態の顕微鏡部103は、患者眼Epの観察部位の観察像を得る。本実施形態の顕微鏡部1

50

03は、接眼部104を有する。本実施形態の接眼部104は、術者に観察部位の観察像を提供できる。本実施形態の変位部107は、眼科用レーザー治療装置1が備える光学系を、上下/左右/前後方向に変位(移動)できる。また、本実施形態の変位部107は、照射光学系10(第1照射光学系10A,第2照射光学系10B)および観察光学系30を左右方向に回動できる。本実施形態の操作パネル部105は、操作入力手段である。本実施形態の操作パネル部105は、術者が眼科用レーザー治療装置1の各種動作条件を設定するために用いられる。本実施形態のジョイスティック部106は、アライメント操作手段である。本実施形態のジョイスティック部106は、術者が患者眼Epに対する各種光学系の位置合わせを行うために用いられる。本実施形態のヘッドレスト部108は、患者保持手段である。本実施形態のヘッドレスト部108は、患者の顔を固定するために用いられる。

10

【0013】

<照明光学系>

図2,図3を用いて、本実施形態の照明光学系40を説明する。本実施形態の照明光学系40は、患者眼Epの観察部位に観察光を照射する。詳細には、本実施形態の照明光学系40は、患者眼Epの観察部位に可視光を照射する。本実施形態の照明光学系40は、ランプ41、レンズ42、絞り43、レンズ部44、およびプリズム45を備える。例えば、ランプ41に、白熱電球、発光ダイオード等を用いてもよい。照明光学系40が、観察部位をスリット光で照明するためのスリット板等を備えてもよい。

【0014】

<観察光学系>

本実施形態の観察光学系30は、患者眼Epを観察するための観察手段である。詳細には、本実施形態の観察光学系30は、基準位置P0(図5参照)を含む基準面FPを観察する。なお、基準位置P0を観察位置と呼んでもよい。また、基準面FPを観察面と呼んでもよい。本実施形態の観察光学系30は、基準位置P0を2つの方向(複数方向)から観察する(図3を合わせて参照)。これによって、例えば、術者は、観察部位を立体視できる。本実施形態の観察光学系30は、術者の右眼に観察像を提供する光軸L3R、および術者の左眼に観察像を提供する光軸L3Lを有する(図3参照)。

20

【0015】

本実施形態では、光軸L3Rと光軸L3Lの間を通る軸を、光軸L3と称して説明する。本実施形態の基準面FPは、光軸L3に交差(詳細には直交)し、且つ、基準位置P0を含む。なお、本実施形態では、基準面FPを平面としているが、曲面であってもよい。また、観察光学系30が、光軸L3Rと光軸L3Lのいずれか一方であってもよい。つまり、観察光学系30が、単眼の観察光学系であってもよい。この場合、光軸は1つ(光軸L3のみとなる)である。なお、本実施形態では、第1照射光学系10Aの光軸L1と、第2照射光学系10Bの光軸L2と、観察光学系30の光軸L3と、第1ガイド光学系70の光軸L4と、第2ガイド光学系50の光軸L5とが、同軸となる区間がある。以降の説明では、ダイクロイックミラー22と患者眼Epとの間で各々の光軸が同軸となる区間を、光軸LAと称して説明する場合がある。

30

【0016】

本実施形態の観察光学系30は、対物レンズ23、ダイクロイックミラー22、変倍光学部31L、術者保護フィルタ32L、結像レンズ33L、正立プリズム群34L、視野絞り35L、および接眼レンズ36Lを備える。本実施形態のダイクロイックミラー22は、複数の光学系を合成する合成手段(合波手段)である。本実施形態のダイクロイックミラー22は、観察光学系30の光路、第1照射光学系10Aの光路、第2照射光学系10Bの光路、第1ガイド光学系70の光路、および第2ガイド光学系50の光路を合成する。本実施形態のダイクロイックミラー22は、患者眼Epからの観察光(可視光)を透過して、且つ、第1レーザー光(赤外光)および第2レーザー光(可視光)を患者眼Epに向けて反射する。

40

【0017】

50

本実施形態の変倍光学部 31 は、観察像の倍率を変更する変倍手段である。本実施形態の変倍光学部 31 は、術者が観察倍率を変更するために用いられる。例えば、屈折力の異なる複数のレンズが組み合わされた回転ドラム等を、変倍光学部 31 に用いてもよい。本実施形態の術者保護フィルタ 32 は、患者眼 E p 等で反射した治療レーザ光が、術者眼 E o に到達することを抑制する。本実施形態の術者保護フィルタ 32 は、治療レーザ光（第 1 レーザ光、第 2 レーザ光）の波長を減衰する特性を有する。観察手段の変容として、例えば、観察光学系 30 に撮像素子を配置して、撮像素子が撮像した観察像（基準面 F P の像）を、表示画面 115（表示手段）等に表示してもよい。

【0018】

本実施形態の観察光の、観察部位（上流）から術者眼 E o の眼底（下流）にかけての流れを説明する。本実施形態の対物レンズ 23 には、基準面 F P から発せられる観察光が入射する。対物レンズ 23 に入射した観察光は、変倍光学部 31、術者保護フィルタ 32、結像レンズ 33 の順で通過して、視野絞り 35 の位置で空中像を結ぶ。視野絞り 35 の位置に形成された空中像（観察像）は、接眼レンズ 36 を介して、術者眼 E o の眼底に結像される。本実施形態では、患者眼 E p の基準位置 P 0（基準面 F P 上）と視野絞り 35 とが光学的に共役の位置関係にある。また、接眼レンズ 36 が調節された状態では、基準位置 P 0 と、視野絞り 35 と、術者眼 E o の眼底とが光学的に共役の位置関係となる。例えば、後述する第 1 ガイド光（もしくは第 2 ガイド光）が観察部位に集光した状態では、術者は、観察部位をピン트가合った状態で観察できる。また、観察部位と基準位置 P 0 とが一致した状態では、術者はピン트가合った観察部位を観察できる。一方で、観察部位と基準位置 P 0 とが離間すると、観察部位はボケて観察される。

【0019】

<第 1 照射光学系>

本実施形態の第 1 照射光学系 10 A は、患者眼 E p の治療部位に、治療用の第 1 レーザ光を照射するための第 1 照射手段である。本実施形態の第 1 照射光学系 10 A は、患者眼 E p に第 1 レーザ光を照射する。本実施形態の第 1 照射光学系 10 A は光軸 L 1 を含む。本実施形態の第 1 レーザ光は、光軸 L 1 に沿って進む。本実施形態の第 1 照射光学系 10 A は、レーザ光源 11、第 1 エネルギー調節部 12、ビームスプリッター 13、ミラー 14、安全シャッター 15、フォーカスシフト部 16、ダイクロイックミラー 17、安全シャッター 18、ビームエキスパンダー部 19、ダイクロイックミラー 22、および対物レンズ 23 を備える。

【0020】

本実施形態のレーザ光源 11 は、第 1 レーザ光を出射する。本実施形態のレーザ光源 11 は、ネオジウムをドープした YAG（イットリウム・アルミニウム・ガーネット）結晶（Nd:YAG）が、レーザロッドとして使用される。本実施形態のレーザ光源 11 は、赤外波長帯域のレーザ光を出射する。詳細には、本実施形態のレーザ光源 11 は、波長が 1064 nm の第 1 レーザ光を出射する。本実施形態では、レーザ光源 11 から出射される第 1 レーザ光のビーム径は、3 mm とされている。本実施形態のレーザ光源 11 は、パルスレーザを射出できる。詳細には、本実施形態のレーザ光源 11 は、パルス幅 3 ns の第 1 レーザ光を出射できる。本実施形態のレーザ光源 11 は、Q スイッチ素子を含む。これにより、本実施形態のレーザ光源 11 は、ジャイアントパルスを出射できる。本実施形態のレーザ光源 11 を、Q スイッチ YAG レーザ光源と呼んでもよい。

【0021】

本実施形態の第 1 エネルギー調節部 12 は、第 1 レーザ光のエネルギーを調節する調節手段である。本実施形態の第 1 エネルギー調節部 12 は、第 1 レーザ光のエネルギーを減衰する。本実施形態の第 1 エネルギー調節部 12 は、1/2 波長板と偏光板を含む。本実施形態では、光軸 L 1 上に、1/2 波長板および偏光板が配置されている。本実施形態の 1/2 波長板には、モーター 91 が接続されている。本実施形態の制御部 110 は、1/2 波長板を、光軸 L 1 を中心として任意の角度に回転させる。これにより、第 1 エネルギー調節部 12 から出射される第 1 レーザ光のエネルギーが調節される。本実施形態の制御

部 1 1 0 は、対物レンズ 2 3 から出射される第 1 レーザ光のエネルギーを、 $0.3\text{ m} \sim 10.0\text{ mJ}$ の範囲で調節できる。

【 0 0 2 2 】

本実施形態のビームスプリッター 1 3 は、第 1 レーザ光の一部を、光検出器 9 2 に向けて反射する。本実施形態の光検出器 9 2 は、ビームスプリッター 1 3 で反射された第 1 レーザ光を受光する。本実施形態の光検出器 9 2 は、制御部 1 1 0 に接続されている。これによって、本実施形態の制御部 1 1 0 は、第 1 レーザ光のエネルギーを検出できる。本実施形態の安全シャッター 1 5 は、シャッター駆動部 9 4 (例えばソレノイド)により、光軸 L 1 上と光軸 L 1 外との間を移動する。本実施形態の安全シャッター 1 5 は、光軸 L 1 上に配置されることで、第 1 レーザ光の、患者眼 E p への照射を遮断できる。

10

【 0 0 2 3 】

本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、第 1 レーザ光の集光位置を変位する。つまり、本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、第 1 レーザ光の集光位置を変位させるフォーカスシフト手段である。本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、対物レンズ 2 3 から発せられる第 1 レーザ光の集光位置を、光軸 L 1 上で変位できる。これによって、本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、第 1 レーザ光を光軸 L 1 上の基準位置 P 0 に集光できると共に、第 1 レーザ光の集光位置を、光軸 L 1 上、且つ、基準位置 P 0 に対して遠方または近方のいずれかにも変位できる。本実施形態では、基準位置 P 0 に対する第 1 レーザ光の集光位置を、フォーカスシフト位置と呼ぶ場合がある。なお、集光位置を、ビームウェスト位置、光束径が最小となる位置、焦点位置、フォーカス位置等と換言してもよい。

20

【 0 0 2 4 】

本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 には、凹レンズ、および凸レンズが含まれる。本実施形態の凸レンズには、モーター 9 5 が接続されている。本実施形態の制御部 1 1 0 は、モーター 9 5 を駆動して、フォーカスシフト位置を調節できる。本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、フォーカスシフト位置を、 $-500\text{ }\mu\text{m} \sim +500\text{ }\mu\text{m}$ の範囲で調節できる。なお、本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、第 1 レーザ光の集光位置を変位させると共に、フォーカスシフト部 1 6 に入射した第 1 レーザ光の光束径を拡大させて出射する。つまり、本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 は、第 1 レーザ光の光束径を拡大する拡大手段である。一例として、本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 に入射した第 1 レーザ光は、その光束が 3 倍に拡大されて、フォーカスシフト部 1 6 から出射される。なお、後述するビームエキスパンダー部 1 9 も、第 1 レーザ光等の光束径を拡大する拡大手段である。本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 は、フォーカスシフト部 1 6 とビームエキスパンダー部 1 9 により、レーザ光源 1 1 から出射される第 1 レーザ光の光束径を拡大できる。なお、本実施形態のフォーカスシフト部 1 6 からは、平行光 (または略平行光) が出射される。

30

【 0 0 2 5 】

本実施形態の安全シャッター 1 8 は、シャッター駆動部 9 6 (例えばソレノイド)により、光軸 L 1 上と光軸 L 1 外との間を移動する。本実施形態では、安全シャッター 1 8 が光軸 L 1 上に配置されることで、患者眼 E p への照射を遮断できる。本実施形態のシャッター駆動部 9 6 は、制御部 1 1 0 に接続されている。本実施形態の制御部 1 1 0 は、患者眼 E p への、第 1 レーザ光、第 2 レーザ光、第 1 エイミング光、または第 2 エイミング光の少なくともいずれかの照射を遮断できる。

40

【 0 0 2 6 】

本実施形態のビームエキスパンダー部 1 9 は、ビーム (第 1 レーザ光、第 2 レーザ光等)の光束径を拡大する拡大手段である。本実施形態のビームエキスパンダー部 1 9 に入射したビームは、光束径が 4 倍に拡大されて、ビームエキスパンダー部 1 9 から出射される。本実施形態では、ビームエキスパンダー部 1 9 に入射する平行光は、平行光のままで出射される。つまり、光束径のみが拡大される。本実施形態のビームエキスパンダー部 1 9 は、第 1 レーザ光を用いた、治療部位でのプラズマ発生に寄与する。詳細には、本実施形態のビームエキスパンダー部 1 9 は、対物レンズ 2 3 に入射させる第 1 レーザ光の光束径

50

を拡大して、コーンアングルANG1（詳細は後述する）の増加に寄与している。

【0027】

本実施形態のダイクロイックミラー22は、ビームエキスパンダー部19を通過した第1レーザ光を、対物レンズ23の方向に反射する。なお、本実施形態のダイクロイックミラー22は、第1レーザ光のみならず、第2レーザ光、第1ガイド光、および第2ガイド光についても対物レンズ23の方向に反射できる。本実施形態の対物レンズ23は、ビーム（第1レーザ光、第2レーザ光、第1ガイド光、第2ガイド光）を集光位置に集光させる集光手段である。本実施形態の対物レンズ23は、第1レーザ光を、16°のコーンアングルANG1で集光位置（図5だと位置P1）に集光させてゆく。例えば、第1レーザ光が対物レンズ23に平行光で入射した場合には、対物レンズ23の焦点位置に第1レーザ光が集光されてゆく。なお、前述した通り、フォーカスシフト部16で調節することで、第1レーザ光の集光位置を光軸L1上（光軸LA上）で変位できる。本実施形態の第1照射光学系10Aは、スポット径5μmのスポットSL1（第1レーザ光）を、集光位置に形成する（図6（b）を合わせて参照）。本実施形態では、対物レンズ23から出射される第1レーザ光は（換言するなら、第1レーザ光は対物レンズ23を経て）、術者が患者眼Epに装着したコンタクトレンズ24を介して、集光位置（治療部位）に集光されてゆく（図11を合わせて参照）。

10

【0028】

以上説明したように、本実施形態の第1照射光学系10Aは、対物レンズ23から第1レーザ光（1064nm）を出射する。本実施形態では、対物レンズ23から出射される第1レーザ光はパルス光（例えば、3ns）とされている。対物レンズ23から出射される第1レーザ光は、フォーカスシフト部16で調節された集光位置に集光してゆく。本実施形態の第1照射光学系10Aは、レーザ光源11からビーム径3mmで出射される第1レーザ光を集光して、スポット径5μmのスポットSL1を集光位置に形成する。このとき、本実施形態の第1照射光学系10Aは、第1レーザ光を、16°のコーンアングルANG1で集光位置に集光させてゆく。これにより、本実施形態の第1照射光学系10Aは、第1レーザ光の集光位置でプラズマを発生できる。詳細には、対物レンズ23から出射される第1レーザ光は、集光位置に近づくほどエネルギー密度が上昇してゆく。第1レーザ光のエネルギー密度が閾値（例えば1.8mJ）を超えると、プラズマが発生される。

20

30

【0029】

なお、本実施形態の第1照射光学系10Aは、後述する第2照射光学系10Bを用いた第2レーザ光の照射よりも、コーンアングルが大きく設けている。つまり、第1レーザ光の照射と第2レーザ光の照射におけるコーンアングルの関係は、コーンアングルANG1 > コーンアングルANG2とされている（図5と図9を参照）。つまり、本実施形態の対物レンズ23は、第1レーザ光と第2レーザ光とで共用されるが、第1レーザ光のNA（開口数）は、第2レーザ光のNAよりも大きい。これにより、第1レーザ光は第2レーザ光よりも高い分解能で集光される。よって、各レーザ光の集光位置では、第1レーザ光の光束径の方が第2レーザ光の光束径よりも小さくなっている。なお、第1レーザ光によるプラズマを発生可能な範囲で、スポットサイズ、コーンアングル、照射エネルギー等を、適宜変更してもよい。

40

【0030】

< 第1ガイド光学系 >

本実施形態の第1ガイド光学系70は、治療部位と第1レーザ光のスポット位置とを位置合わせするための第1ガイド手段である。本実施形態の第1ガイド光学系70は、基準位置P0に第1ガイド光を集光させる（図5の光束BA1参照）。本実施形態の第1ガイド光学系70は、光軸L4を含む。本実施形態の第1ガイド光は、光軸L4に沿って進む。本実施形態の第1ガイド光学系70は、第1ガイド光源71、コリメートレンズ72、絞り73、ダイクロイックミラー17、安全シャッター18、ビームエキスパンダー部19、ダイクロイックミラー22、および対物レンズ23を備える。

50

【 0 0 3 1 】

本実施形態の第1ガイド光源71は、第1ガイド光を出射する。詳細には、本実施形態の第1ガイド光は可視光であり、波長は635nm（赤色）とされている。本実施形態では、第1ガイド光源71としてレーザダイオードが用いられている。本実施形態の第1ガイド光源71からは、発光面が略2μmの第1ガイド光が出射される。なお、第1ガイド光の波長等を適宜変更できるのは言うまでも無い。本実施形態では、第1ガイド光源71の出射端は、コリメートレンズ72の焦点位置に配置されている。本実施形態の絞り73には、一対の孔が形成されている。光軸L4は、一対の穴の中間位置を通る。本実施形態のダイクロイックミラー17は、第1レーザ光と第1ガイド光を合波する。詳細には、本実施形態のダイクロイックミラー17は、第1レーザ光を反射して、第1ガイド光を透過する特性を有している。本実施形態の第1ガイド光学系70は、ダイクロイックミラー17から対物レンズ23までの部材を、第1照射光学系10A等と共用している。なお、対物レンズ23から出射される第1レーザ光は、コンタクトレンズ24を介して集光位置に集光される。

10

【 0 0 3 2 】

以上説明したように、本実施形態の第1ガイド光学系70は、対物レンズ23から第1ガイド光（635nm）を出射する。対物レンズ23から出射される第1ガイド光は、基準位置P0（基準面FP上）に集光される。本実施形態の第1ガイド光学系70は、基準位置P0（基準面FP上）に、スポット径が8μmのスポットSA1を形成する。本実施形態では、第1ガイド光のスポットSA1の形状は、円形とされている。本実施形態の第1ガイド光は、基準位置P0（基準面FP上）の前後では、光束が2つに分離される。なお、第1レーザ光と第1ガイド光を合波せずに、別々の光路から患者眼Epに照射してもよい。

20

【 0 0 3 3 】

< 第1レーザ光と第1ガイド光の関係 >

図5、図6を用いて、第1レーザ光と第1ガイド光の関係を説明する。図5は、第1レーザ光と第1ガイド光の集光位置を説明する概略図である。図6は、第1レーザ光のスポットSL1と第1ガイド光のスポットSA1とを説明する概略図である。なお、図5では、第1ガイド光の光束BA1を破線で示し、第1レーザ光の光束BL1を実線で示している。なお、図6では、説明用の一例として、第1ガイド光の光束径の方が、第1レーザ光の光束径よりも小さく記載している。なお、図5では、説明を簡略化するために、第1ガイド光の光束を分離させずに表現している。また、図5、図6では、説明を簡略化するため、コンタクトレンズ24および患者眼Epでの屈折を省略している。図5、図6は、フォーカスシフト部16により、フォーカスシフトを行った状態である。詳細には、図5、図6は、基準位置P0よりも距離Nだけ遠方に、第1レーザ光が集光される状態である。

30

【 0 0 3 4 】

図5で示す状態では、対物レンズ23から出射される第1ガイド光は、光軸LA上の基準位置P0（基準面FP上）に集光されている。また、対物レンズ23から出射される第1レーザ光は、光軸LA上の位置P1に集光されている。詳細には、フォーカスシフトが行われたことで、第1レーザ光は、光軸LA上、且つ、基準位置P0（基準面FP上）よりも遠方に集光されている。換言するなら、図5で示す状態では、第1照射光学系10Aは、治療部位（治療面TP上）に第1レーザ光を集光させている。もちろん、フォーカスシフト部16の設定により、第1レーザ光の集光位置を、基準位置P0、または基準位置P0より近方にもできる。図6(a)は、基準面FPを対物レンズ23側からみた図である。基準面FPには、第1ガイド光のスポットSA1が形成されている。スポットSA1のスポットサイズは、直径DA1とされている。図6(b)は、治療面TPを対物レンズ23側からみた図である。治療面TPには、第1レーザ光のスポットSL1が形成されている。スポットSL1のスポットサイズは、直径DL1とされている。スポットサイズの関係は、直径DA1 = 直径DL1とされている。なお、本実施形態の眼科用レーザ治療装置1は、フォーカスシフトが行われても、第1レーザ光のスポットサイズは一定とされて

40

50

いる。なお、本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 でフォーカスシフト量を最大にした場合には、基準面 F P と交わる第 1 レーザ光の光束径は $140\ \mu\text{m}$ とされている。詳細は後述するが、基準面 F P と交わる第 2 レーザ光の光束径は $400\ \mu\text{m}$ とされている。つまり、本実施形態では、基準面 F P を通過する治療用のレーザ光の光束径は、第 1 レーザ光よりも第 2 レーザ光の方が大きい。

【0035】

< 第 2 照射光学系 >

図 2 に戻る。本実施形態の第 2 照射光学系 10 B は、患者眼 E p の治療部位に、治療用の第 2 レーザ光を照射するための第 2 照射手段である。本実施形態の第 2 照射光学系 10 B は、患者眼 E p に第 2 レーザ光を照射する。本実施形態の第 2 照射光学系 10 B は、光軸 L 2 を含む。本実施形態の第 2 レーザ光は、光軸 L 2 に沿って進む。本実施形態の第 2 照射光学系 10 B は、レーザ光源 11、第 1 エネルギー調節部 12、ビームスプリッター 13、可動ミラー 61、波長変換器 62、縮小光学部 63、第 2 エネルギー調節部 68、ビームスプリッター 65、ダイクロイックミラー 66、可動ミラー 67、安全シャッター 18、ビームエキスパンダー部 19、ダイクロイックミラー 22、および対物レンズ 23 を備える。

【0036】

本実施形態では、レーザ光源 11 からビームスプリッター 13 までの部材、および安全シャッター 18 から対物レンズ 23 までの部材を、第 1 照射光学系 10 A と第 2 照射光学系 10 B とで共用する。これにより、例えば、眼科用レーザ治療装置 1 をコンパクトにできる。また、眼科用レーザ治療装置 1 を安価に提供できる。以降では、第 1 照射光学系 10 A と第 2 照射光学系 10 B とで共用する部材の説明は省略する。本実施形態の可動ミラー 61 は、ミラー駆動部 93（例えばソレノイド）により、光軸 L 1 上と光軸 L 1 外との間を移動する。本実施形態のミラー駆動部 93 は、制御部 110 に接続されている。本実施形態の制御部 110 は、患者眼 E p に第 1 レーザ光（ $1064\ \text{nm}$ ）を照射する場合には、光軸 L 1 上から可動ミラー 61 を退避する。一方で、本実施形態の制御部 110 は、患者眼 E p に第 2 波長レーザ光（ $532\ \text{nm}$ ）を照射する場合には、光軸 L 1 上に可動ミラー 61 を移動する。

【0037】

本実施形態の波長変換器 62 は、レーザ光源 11 から出射された波長 $1064\ \text{nm}$ の第 1 レーザ光を、波長 $532\ \text{nm}$ の第 2 レーザ光に変換する。つまり、本実施形態の波長変換器 62 は、波長変換手段である。本実施形態の波長変換器 62 は、KTP 結晶を含む。本実施形態の波長変換器 62 の代わりに、他の波長変換手法を用いてもよい。もちろん、他のレーザ光源を用いて、第 2 レーザ光を生成してもよい。また、本実施形態の第 2 レーザ光の波長は一例に過ぎない。他の波長を用いてもよい。本実施形態では、レーザ光源 11 と波長変換器 62 とを組み合わせることで第 2 レーザ光を生成する。これにより、例えば、本体部 101 がコンパクトにされている。また、眼科用レーザ治療装置 1 を安価に提供できる。

【0038】

本実施形態の第 2 エネルギー調節部 68 は、第 2 レーザ光のエネルギーを調節する調節手段である。本実施形態の第 2 エネルギー調節部 68 は、第 2 レーザ光のエネルギーを減衰する。本実施形態の第 2 エネルギー調節部 68 は、 $1/2$ 波長板および偏光板を含む。本実施形態では、光軸 L 2 上に、 $1/2$ 波長板および偏光板が配置されている。本実施形態の $1/2$ 波長板には、モーター 97 が接続されている。本実施形態の制御部 110 は、 $1/2$ 波長板を、光軸 L 2 を中心として任意の角度に回転できる。これにより、第 2 エネルギー調節部 68 から出射される第 2 レーザ光のエネルギーが調節される。本実施形態の第 2 エネルギー調節部 68 は、対物レンズ 23 から出射される第 2 レーザ光のエネルギーを、 $0.3\ \text{mJ} \sim 3.0\ \text{mJ}$ の範囲で調節できる。

【0039】

本実施形態のビームスプリッター 65 は、第 2 レーザ光の一部を、光検出器 98 に向け

10

20

30

40

50

て反射する。本実施形態の光検出器 98 は、ビームスプリッター 65 で反射された第 2 レーザ光を受光する。本実施形態の光検出器 98 は、制御部 110 に接続されている。これによって、本実施形態の制御部 110 は、第 2 レーザ光のエネルギーを検出できる。本実施形態のダイクロイックミラー 66 は、第 2 レーザ光と第 2 ガイド光を合波する。詳細には、本実施形態のダイクロイックミラー 66 は、第 2 レーザ光を透過して、第 2 ガイド光を反射する特性を有している。本実施形態の可動ミラー 67 は、ミラー駆動部 99 (例えばソレノイド) によって、光軸 L1 上と光軸 L1 外との間を移動する。本実施形態のミラー駆動部 99 は、制御部 110 に接続されている。本実施形態の制御部 110 は、第 1 レーザ光または第 1 ガイド光を患者眼 Ep に照射する場合には、光軸 L1 上から可動ミラー 67 を退避する。一方で、第 2 レーザ光または第 2 ガイド光を患者眼 Ep に照射する場合には、光軸 L1 上に可動ミラー 67 を移動する。

10

【0040】

本実施形態では、レーザ光源 11 から出射される第 1 レーザ光 (1064 nm 赤外光) は、第 1 エネルギー調節部 12、ビームスプリッター 13 の順で進み、可動ミラー 61 で反射される。可動ミラー 61 で反射された第 1 レーザ光は、波長変換器 62 に入射して、第 2 レーザ光 (532 nm 可視光) に変換される。波長変換器 62 から射出される第 2 レーザ光は、縮小光学部 63、第 2 エネルギー調節部 68、ビームスプリッター 65、ダイクロイックミラー 66 の順で進み、可動ミラー 67 で反射される。可動ミラー 67 で反射された第 2 波長レーザ光は、第 1 レーザ光と同様にして、安全シャッター 18、ビームエキスパンダー部 19 の順で進み、ダイクロイックミラー 22 で反射される。ダイクロイックミラー 22 で反射された第 2 波長レーザ光は、対物レンズ 23 を透過する。なお、本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 は、基準位置 P0 よりも遠方に第 2 レーザ光を集光させるために、ビームエキスパンダー部 19 には、僅かに拡散した第 2 レーザ光を入射させている。一方で、第 2 ガイド光は基準位置 P0 (基準面 FP 上) に集光されるため、ビームエキスパンダー部 19 には、第 2 ガイド光を平行光で入射させている。

20

【0041】

本実施形態では、対物レンズ 23 を透過した第 2 レーザ光は、集光位置 (図 9 の位置 P2 参照) に向けて集光されてゆく。詳細には、第 2 レーザ光は、光軸 L2 上、且つ、基準位置 P0 よりも距離 U だけ離間した位置に集光されてゆく (図 9 参照)。本実施形態の第 2 レーザ光は、基準位置 P0 よりも遠方の位置に集光されてゆく。詳細には、本実施形態の第 2 レーザ光は、基準位置 P0 (基準面 FP 上) よりも 4 mm 遠方の位置に集光されてゆく。本実施形態の対物レンズ 23 は、第 2 レーザ光を、5° のコーンアングル ANG2 で基準位置 P0 に集光させてゆく (図 9 の光束 BL2 参照)。本実施形態では、対物レンズ 23 から出射される第 2 レーザ光は、術者が患者眼 Ep に装着したコンタクトレンズ 56 を介して、集光位置 (治療部位) に集光されてゆく (図 12 参照)。

30

【0042】

以上説明したように、本実施形態の第 2 照射光学系 10B は、第 2 レーザ光 (532 nm) を対物レンズ 23 から出射する。本実施形態では、対物レンズ 23 から出射される第 2 レーザ光はパルス光 (例えば、3 nsec) とされている。対物レンズ 23 から出射される第 2 レーザ光は、光軸 L2 の集光位置に集光されてゆく。本実施形態の第 2 照射光学系 10B は、デフォーカスさせることで、基準位置 P0 (基準面 FP 上) に 400 μm のスポット SL2 を形成させている。本実施形態の第 2 レーザ光は、基準位置 P0 よりも遠方 (4 mm 遠方) に集光位置が設けられている。本実施形態の第 2 レーザ光は、集光位置 (図 9 の位置 P2 参照) での光束径が 30 μm であり、第 2 レーザ光は、5° のコーンアングル ANG2 で集光位置に集光されてゆく。本実施形態では、第 2 レーザ光の集光位置 (位置 P2) での集光径 (30 μm) は、前述した第 1 レーザ光のスポット径 (8 μm) よりも大きい。なお、上述したスポットサイズ、コーンアングル、照射エネルギー等は一例に過ぎず、適宜変更してもよい。

40

【0043】

< 第 2 ガイド光学系 >

50

次いで、図 7 , 図 8 を併用して、本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 を説明する。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は、治療部位と第 2 レーザ光のスポット位置とを位置合わせするための第 2 ガイド手段である。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は、基準位置 P 0 (基準面 F P 上) に第 2 ガイド光を集光させる。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は光軸 L 5 を含む。本実施形態の第 2 ガイド光は、光軸 L 5 に沿って進む。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は、第 2 ガイド光源 5 1、レンズ 5 2、レンズ 5 3、光ファイバー 5 4、コリメートレンズ 5 5、ダイクロイックミラー 6 6、可動ミラー 6 7、安全シャッター 1 8、ビームエキスパンダー部 1 9、ダイクロイックミラー 2 2、および対物レンズ 2 3 を備える。

【 0 0 4 4 】

本実施形態の第 2 ガイド光源 5 1 は、第 2 ガイド光を出射する。詳細には、本実施形態の第 2 ガイド光源 5 1 からは、可視光が出射される。本実施形態では、第 2 ガイド光源 5 1 に、第 1 ガイド光源 7 1 と同じ部材を用いている。これにより、例えば、眼科用レーザ治療装置 1 を安価に提供できる。詳細には、第 2 ガイド光源 5 1 には、波長が 6 3 5 n m であり、且つ、発光面が略 2 μ m の、レーザダイオードが用いられている。なお、第 2 ガイド光の波長等を適宜変更してもよい。

【 0 0 4 5 】

本実施形態では、第 2 ガイド光源 5 1 の出射端は、レンズ 5 2 の焦点位置に配置されている。本実施形態のレンズ 5 3 は、レンズ 5 2 により平行光に変換された第 2 ガイド光を、光ファイバー 5 4 の入射端 5 4 a に集光させる。つまり、少なくとも、本実施形態では、レンズ 5 2 とレンズ 5 3 とにより、ファイバー入射光学系が形成されている。

【 0 0 4 6 】

本実施形態の光ファイバー 5 4 は、入射端 5 4 a と出射端 5 4 b を備える。本実施形態の光ファイバー 5 4 は、入射端 5 4 a から出射端 5 4 b へと、第 2 ガイド光を導光する。本実施形態の光ファイバー 5 4 には、ステップインデックス型マルチモードファイバーが用いられている。本実施形態の光ファイバー 5 4 のコア径 (直径) は、2 0 0 μ m とされている。本実施形態の出射端 5 4 b は、コリメートレンズ 5 5 の焦点位置に配置されている。本実施形態では、基準位置 P 0 (基準面 F P) での第 2 ガイド光のスポット S A 2 のスポットサイズと、基準位置 P 0 (基準面 F P) での第 2 レーザ光のスポット S L 2 のスポットサイズとが一致するように、コリメートレンズ 5 5 の焦点距離が設定されている。本実施形態のコリメートレンズ 5 5 は、出射端 5 4 b をコリメートして、第 2 ガイド光をビームエキスパンダー部 1 9 に入射させる。

【 0 0 4 7 】

コリメートレンズ 5 5 により平行光に変換された第 2 ガイド光は、ダイクロイックミラー 6 6 に入射する。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は、ダイクロイックミラー 6 6 から対物レンズ 2 3 までの部材を、第 2 照射光学系 1 0 B と共用している。対物レンズ 2 3 から出射される第 2 ガイド光は、コンタクトレンズ 5 6 を介して基準位置 P 0 (基準面 F P 上) に集光される。つまり、本実施形態では、出射端 5 4 b と基準位置 P 0 とが光学的に共役の位置関係とされている。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 をパーフォーカル光学系と呼んでもよい。したがって、基準位置 P 0 (基準面 F P 上) に形成される第 2 ガイド光のスポット S A 2 は、輪郭が鮮鋭 (シャープ) とされている。

【 0 0 4 8 】

以上説明したように、本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は、対物レンズ 2 3 から第 2 ガイド光 (6 3 5 n m) を出射する。対物レンズ 2 3 から出射される第 2 ガイド光は、基準位置 P 0 (基準面 F P 上) に集光される。本実施形態の第 2 ガイド光学系 5 0 は、基準位置 P 0 (基準面 F P 上) に、スポット径が 4 0 0 μ m のスポット S A 2 を形成する。本実施形態のスポット S A 2 はフォーカスされて形成される。本実施形態のスポット S A 2 の形状は、円形とされている。なお、第 2 レーザ光と第 2 ガイド光を合波せずに、別々の光路から患者眼 E p に照射してもよい。

【 0 0 4 9 】

図8は、第2ガイド光学系50の各地点での、第2ガイド光のスポットサイズを示している。第2ガイド光源51の出射端(図7の符号Q1箇所を参照)からは、直径DQ1の第2ガイド光が出射される。本実施形態では、直径DQ1が2 μ mとされている。本実施形態では、光ファイバー54の出射端54b(図7の符号Q2箇所を参照)からは、直径DQ2の第2ガイド光が出射される。本実施形態では、直径DQ2が200 μ mとされている。つまり、直径DQ1<直径DQ2の関係とされている。本実施形態の第2ガイド光学系50は、光ファイバー54を用いて、第2ガイド光源51から出射された第2ガイド光の発光面を拡大変換している。図8(c)で示すように、基準位置P0(基準面FP上)には、直径DA2のスポットSA2が形成される。本実施形態では、直径DQ2が400 μ mとされている。つまり、直径DQ1<直径DQ2<直径DA2の関係とされている。本実施形態では、コリメートレンズ55を用いて、光ファイバー54の出射端54bから出射された第2ガイド光の発光面を拡大変換している。これにより、基準位置P0(基準面FP上)では、スポットSA2(第2ガイド光)のスポットサイズとスポットSL2(第2レーザ光)のスポットサイズとが一致されている。また、第2ガイド光学系50はパーフォーカル光学系であるため、基準位置P0(基準面FP上)では、スポットSA2の輪郭が鮮鋭に形成される。したがって、観察部位と基準位置P0とを位置合わせした状態では、術者は、治療部位に重畳する第2ガイド光を観察することで、第2レーザ光の照射範囲を明瞭に把握し易い。

【0050】

なお、本実施形態の第2ガイド光学系50は、光ファイバー54を用いて、第2ガイド光源51(レーザダイオード)から数 μ mの出射径で出射される第2ガイド光の光束径を、200 μ mに拡大する。これにより、例えば、レンズだけで拡大する場合に対して、光学系の構成を簡素化できる。また、光ファイバー54は、基準位置P0での第2レーザ光のビームプロファイルの均一化に寄与できる。つまり、本実施形態の第2ガイド光学系50は、光ファイバー54を用いることで、ビームプロファイルを均一化させつつ、スポットSA2のスポットサイズ(直径DA2)の拡大が行われている。

【0051】

<第2レーザ光と第2ガイド光の関係>

図9,図10を用いて、第2レーザ光と第2ガイド光の関係を説明する。図9は、第2レーザ光と第2ガイド光の集光位置を説明する概略図である。図10は、第2レーザ光のスポットSL2と第2ガイド光のスポットSA2とを説明する概略図である。なお、図9では、第2ガイド光の光束BA2を破線で示し、第2レーザ光の光束BL2を実線で示している。なお、図9,図10では、説明を簡略化するため、コンタクトレンズ56および患者眼Epでの屈折を省略している。

【0052】

本実施形態では、対物レンズ23から出射される第2ガイド光は、光軸LA上の基準位置P0(基準面FP上)に集光される。また、対物レンズ23から出射される第2レーザ光は、光軸LA上の位置P2(面G上)に集光される。図10(a)は、面Gを対物レンズ23側からみた図である。図10(a)は、第2レーザ光の集光位置(位置P2)での光束を示している。本実施形態では、面Gを通過する第2レーザ光の光束径は、直径DNとされている。本実施形態の第2レーザ光は、直径DNが30 μ mとされている。つまり、集光位置の光束径同士を比較すると、第1レーザ光の光束径(直径DL1)の方が、第2レーザ光の光束径(直径DN)よりも小さい。

【0053】

図10(b)は、基準面FPを対物レンズ23側からみた図である。基準面FPには、第2ガイド光のスポットSA2が形成されている。スポットSA2のスポットサイズは、直径DA2とされている。本実施形態では、直径DA2は400 μ mとされている。図10(c)は、治療面TPを対物レンズ23側からみた図である。本実施形態の眼科用レーザ治療装置1は、第2照射光学系10Bを用いる治療では、基準面FPと治療面TPとが重ねられる。換言するなら、本実施形態の眼科用レーザ治療装置1は、第2照射光学系1

10

20

30

40

50

0 Bを用いる治療では、基準位置 P 0 と治療部位とが重ねられた状態で第 2 レーザ光が照射される。なお、第 2 レーザ光の照射モードについて、後ほど詳細に説明する。

【 0 0 5 4 】

図 1 0 (c) に戻る。基準面 F P (治療面 T P) には、第 2 レーザ光のスポット S L 2 が形成されている。スポット S L 2 のスポットサイズは、直径 D L 2 とされている。本実施形態では、直径 D L 2 は 4 0 0 μ m とされている。つまり、スポットサイズの関係は、直径 D A 2 = 直径 D L 2 とされている。なお、本実施形態のスポット S L 2 は、デフォーカスされて形成されている。詳細には、本実施形態では、第 2 レーザ光の集光位置は、光軸 L A 上、且つ、基準位置 P 0 よりも遠方とされている。また、基準面 F P と第 2 レーザ光の光束とが交わる領域は、第 2 レーザ光のスポット S L 2 として用いられている。第 2 レーザ光のスポット S L 2 は、第 2 レーザ光の集光位置 (位置 P 2) から離間されている。なお、基準面 F P に集光する第 2 ガイド光は、スポット S A 2 の輪郭が鮮鋭とされている。

10

【 0 0 5 5 】

本実施形態では、基準面 F P 上での第 2 ガイド光のスポットサイズと、治療面 T P (基準面 F P) 上での第 2 レーザ光のスポットサイズとが同一とされている。したがって、術者は、観察光学系 3 0 により観察部位を観察しながら、観察部位に集光される第 2 ガイド光を用いて、第 2 レーザ光を治療部位に好適に照射できる。例えば、術者は、観察部位に重畳するスポット S A 2 の輪郭が鮮明となるように、患者眼 E p に対して本体部 1 0 1 を、光軸 L A 方向にアライメントすればよい。なお、観察部位に重畳するスポット S A 2 の輪郭が鮮明 (シャープ) な状態では、基準面 F P と治療面 T P とが一致された状態となる。なお、観察像の鮮明さにより、患者眼 E p に対する本体部 1 0 1 の、光軸 L A 方向のアライメントを行うこともできる。なお、第 2 レーザ光の集光位置が、基準位置 P 0 (基準面 F P) よりも近方であってもよい。

20

【 0 0 5 6 】

< 制御部 >

次いで、図 4 を用いて、本実施形態の制御部 1 1 0 を説明する。本実施形態の制御部 1 1 0 は、眼科用レーザ治療装置 1 の動作を制御する。本実施形態の制御部 1 1 0 は、C P U 1 1 1 (プロセッサ) 、 R O M 1 1 2 、 R A M 1 1 3 、および不揮発性メモリ 1 1 4 を備える。本実施形態の C P U 1 1 1 は、眼科用レーザ治療装置 1 における各部の制御を司る。本実施形態の R O M 1 1 2 には、各種プログラム、初期値等が記憶されている。本実施形態の R A M 1 1 3 は、各種情報を一時的に記憶する。本実施形態の不揮発性メモリ 1 1 4 は、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。例えば、制御部 1 1 0 に着脱可能に装着される U S B メモリ、制御部 1 1 0 に内蔵されたフラッシュ R O M 等を、不揮発性メモリ 1 1 4 として使用してもよい。

30

【 0 0 5 7 】

本実施形態の制御部 1 1 0 には、レーザ光源 1 1 、モーター 9 1 、光検出器 9 2 、シャッター駆動部 9 4 、モーター 9 5 、第 1 ガイド光源 7 1 、シャッター駆動部 9 6 、ランプ 4 1 、ミラー駆動部 9 3 、モーター 9 7 、光検出器 9 8 、第 2 ガイド光源 5 1 、ミラー駆動部 9 9 、操作パネル部 1 0 5 、ジョイスティック部 1 0 6 、トリガスイッチ 1 1 6 、表示画面 1 1 5 等が接続されている。本実施形態の表示画面 1 1 5 は、眼科用レーザ治療装置 1 の各種設定状態を表示する。トリガスイッチ 1 1 6 は、術者が治療レーザ光のトリガ信号を発信するために操作する。本実施形態のトリガスイッチ 1 1 6 は、フットスイッチである。トリガスイッチ 1 1 6 の態様はフットスイッチに限らない、例えば、ジョイスティック部 1 0 6 の頂点にトリガスイッチを設けてもよい。

40

【 0 0 5 8 】

< 第 1 レーザ光照射モード >

図 1 1 を併用して、本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 が備える複数の治療モードの 1 つである、第 1 レーザ光照射モードについて説明する。なお、図 1 1 では、第 1 レーザ光および第 1 ガイド光の、コンタクトレンズ 2 4 以降での屈折を省略して示している。術

50

者は、操作パネル部 105 を操作して、第 1 レーザ光照射モードを選択する。制御部 110 は、第 1 レーザ光照射モードが選択されたことを検出すると、光軸 L1 上から可動ミラー 61 と可動ミラー 67 を退避する。術者は、操作パネル部 105 を操作して、第 1 レーザ光のエネルギー、フォーカスシフト位置等を設定する。なお、以降では、第 1 レーザ光を、第 1 ガイド光の集光位置よりも遠方にフォーカスシフトさせる設定を行った場合として説明する。また、以降では、一例として、治療部位を患者眼 Ep の後嚢（図 11 参照）として説明する。後嚢の治療は、例えば、後発白内障の治療として行われる。詳細には、眼内レンズ（IOL）が挿入された眼では、後嚢に細胞が増殖する場合がある。後嚢に増殖した細胞が、網膜に到達すべき光を減光する場合がある。このような場合に、細胞が増殖した後嚢の領域に孔を開ける（裂孔を形成する）ことで、網膜に到達する光を増加できる。

10

【0059】

術者は、ヘッドレスト部 108 で患者の顔を保持させると共に、コンタクトレンズ 24 を患者眼 Ep に接触させる。次いで、術者は、接眼部 104 を覗いて観察部位の観察像を観察する。術者は、観察部位を観察しつつ、ジョイスティック部 106 を操作して、患者眼 Ep に対する本体部 101 のアライメントを行う。このとき、術者は、第 1 ガイド光を観察部位（後嚢）に一致させる。つまり、この状態では、観察部位と基準位置 P0（基準面 FP）とが重なり、且つ、第 1 レーザ光のスポット SL1 が形成される位置（位置 P1）と治療部位（治療面 TP 上）とが重なる。術者は、第 1 ガイド光が分離しているか否かを観察することで、観察部位（後嚢）と本体部 101 との、光軸 LA 方向のアライメント状態を容易に判断できる。なお、本実施形態では、術者が視認する第 1 ガイド光が 1 つ（円形状）の状態では、基準面 FP と観察部位とが重なっている。また、術者が視認する第 1 ガイド光が、2 つに分離（換言するなら非円形）した状態では、基準面 FP と観察部位とが重なっていない。なお、第 1 ガイド光の集光位置と基準面 FP の関係については、図 5 を参照されたい。

20

【0060】

アライメントが完了すると、術者は、トリガスイッチ 116 を押す（踏み込む）。制御部 110 は、トリガスイッチ 116 が押されたことを検出すると、レーザ光源 11 を制御して、レーザ光源 11 から第 1 レーザ光を出射させる。なお、制御部 110 は、トリガスイッチ 116 が押される前に、安全シャッター 15 および安全シャッター 18 を光路上から退避しておく。レーザ光源 11 から出射された第 1 レーザ光は、光軸 L1 に沿って進み、対物レンズ 23 から出射される。対物レンズ 23 から出射された第 1 レーザ光は、コンタクトレンズ 24 を透過して、第 1 エイミング光の集光位置（位置 P0）よりも遠方（位置 P1）に集光されてゆく。ここで、第 1 レーザ光は、治療部位（位置 P1）でプラズマを発生させる。換言するなら、本実施形態の第 1 レーザ光は、治療面 TP 上でプラズマを発生させる。

30

【0061】

なお、後発白内障においても、後嚢は透光性を有している。したがって、本実施形態の第 1 レーザ光は、観察部位（後嚢）および治療部位（後嚢）を透過して、観察部位および治療部位よりも遠方でプラズマを発生できる場合がある。本実施形態の第 1 照射光学系 10A は、観察部位または治療部位にて吸収され難い波長を、第 1 レーザ光として選定している。換言するなら、本実施形態の第 1 照射光学系 10A は、眼の組織に吸収され難い波長を、第 1 レーザ光として選定することで、患者眼 Ep の眼内でのプラズマを発生し易くしている。図 11 は、プラズマにより、後嚢に孔が開いた状態を示している。術者は、アライメント位置を上下左右方向（光軸 LA に交差する方向）にずらして、第 1 レーザ光の照射を繰り返す。例えば、術者は、照射位置をずらしながら、後嚢を十字形状に裂孔させる。つまり、術者は、第 1 レーザ光の出射を繰り返して、後嚢に形成する孔の面積を増してゆく。このようにして、第 1 レーザ照射モードでは、一例として、プラズマによる治療部位の治療を行える。

40

【0062】

50

< 第2レーザ光照射モード >

次いで、図12を併用して、本実施形態の眼科用レーザ治療装置1が備える複数の治療モードの1つである、第2レーザ光照射モードについて説明する。術者は、操作パネル部105を操作して、第2レーザ光照射モードを選択する。制御部110は、第2レーザ光照射モードが選択されたことを検出すると、可動ミラー61および可動ミラー67を、光軸L1に挿入する。術者は、操作パネル部105を操作して、第2レーザ光のエネルギー等を設定する。以降では、第2レーザ光照射モードの使用法の一例として、治療部位を患者眼Epの線維柱帯（図12参照）として説明する。本実施形態の第2レーザ光照射モードを用いた治療は、選択的レーザ線維柱帯形成術（Selective Laser Trabeculoplasty：SLT）と呼ばれる場合がある。SLTとは、患者眼Epの房水の排出量を増加させるために、患者眼Epの隅角の線維柱帯に治療レーザ光を照射する治療方法である。例えば、第2レーザ光照射モードは、患者眼Epの線維柱帯に付着して、房水の循環を妨げる細胞のカスを除去（移動）できる。換言するなら、第2レーザ光照射モードは、例えば、線維柱帯に付着して、目詰まりの要因となっている細胞のカスを除去できる。SLTでは、環状の線維柱帯の全周または一部に渡って治療レーザ光が複数回照射される場合がある。

10

【0063】

術者は、ヘッドレスト部108で患者の顔を保持させると共に、コンタクトレンズ56を患者眼Epに接触させる。次いで、術者は、接眼部104を覗いて観察部位の観察像を観察しつつ、ジョイスティック部106を操作して、患者眼Epに対する本体部101のアライメントを行う。このとき、術者は、第2ガイド光を治療部位（線維柱帯）に一致させる。本実施形態の眼科用レーザ治療装置1は、第2ガイド光の輪郭の鮮鋭さを観察することで、治療部位（線維柱帯）に対する本体部101のアライメント状態（光軸LA方向）を判断し易い。つまり、術者は、第2ガイド光を用いることで、基準面FPと治療面TPとの位置合わせを容易に行え易い。なお、第2ガイド光の集光位置と基準面FP（および治療面TP）の関係については、図9を参照されたい。

20

【0064】

アライメントが完了すると、術者は、トリガスイッチ116を押す（踏み込む）。制御部110は、トリガスイッチ116が押されたことを検出すると、レーザ光源11を制御して、レーザ光源11から第1レーザ光を出射させる。なお、制御部110は、トリガスイッチ116が押される前に、光路上から安全シャッター18を退避しておく。レーザ光源11から出射された第1レーザ光（波長1064nm）は、光軸L2に沿って進み、波長変換器62で第2レーザ光（波長532nm）に変換された後に、対物レンズ23から出射される。対物レンズ23から出射された第2レーザ光は、コンタクトレンズ56の内部で反射した後に、第2エイミング光の集光位置（位置P0）よりも遠方（位置P2）に集光されてゆく（図12参照）。

30

【0065】

ここで、第2レーザ光は、集光位置（位置P2）の手前で、線維柱帯に付着している組織（細胞のカス）に到達する。細胞のカスは第2レーザ光を吸収する。第2レーザ光を吸収した細胞のカスは、線維柱帯への付着を解除する。つまり、本実施形態の第2照射光学系10Bは、不要な組織等（上述の例では細胞のカス）で吸収され易い波長を、第2レーザ光として選定している。換言するなら、第2照射光学系10Bは、第1レーザ光よりも眼の組織で吸収され易い波長を、第2レーザ光として選定している。術者は、コンタクトレンズ56の位置を調節しながら、アライメント位置を線維柱帯に沿ってずらして、第2レーザ光の照射を繰り返す。このようにして、第2レーザ照射モードでは、プラズマを発生させず、且つ、パルス光による眼の組織の損傷（例えば光凝固）を抑制しつつ、第2レーザ光を用いて治療部位の治療を行える。

40

【0066】

< 作用および効果 >

本実施形態の眼科用レーザ治療装置1は、患者眼Epを観察する観察光学系30と、患

50

者眼 E p に向けて治療用の第 1 レーザ光を照射する第 1 照射光学系 10 A と、患者眼 E p に向けて治療用の第 2 レーザ光を照射する第 2 照射光学系 10 B と、第 1 レーザ光の照射をガイドするための第 1 ガイド光を患者眼 E p に向けて照射する第 1 ガイド光学系 70 と、第 2 レーザ光の照射をガイドするための第 2 ガイド光を患者眼 E p に向けて照射する第 2 ガイド光学系 50 とを備えている。ここで、第 2 照射光学系 10 B は、観察光学系 30 のピントが合う基準面 F P よりも遠方または近方に第 2 レーザ光の集光位置をずらすことで、基準面 F P での第 2 レーザ光のスポットサイズを、基準面 F P での第 1 レーザ光のスポットサイズよりも大きくしている。また、第 1 ガイド光学系 70 および第 2 ガイド光学系 50 は、第 1 ガイド光および第 2 ガイド光を基準面 F P 上に集光させている。

【0067】

これにより、スポットサイズが異なる 2 つのレーザ光の各々を、各々のガイド光に従って治療面 T P へ好適に照射できる。よって、意図しないレーザ光の照射を抑制できる。つまり、スポットサイズが異なる 2 つのレーザ光を用いて、治療部位の治療を好適に行える。なお、本実施形態では、術者が第 1 レーザ光と第 2 レーザ光のいずれかを選択して、患者眼 E p に照射する。しかし、第 1 レーザ光と第 2 レーザ光とを患者眼 E p へ同時に照射してもよい。第 1 レーザ光の光軸 L 1 と第 2 レーザ光の光軸 L 2 とが同軸でなくてもよい。また、例えば、第 2 ガイド光学系 50 がガルバノミラーを備えて、制御部 110 が第 2 ガイド光の集光位置を治療面 T P 上でスキャン（連続変位）させてもよい。換言するなら、制御部 110 が、第 2 レーザ光のスポット S L 2 を、治療面 T P 上でスキャンさせてもよい。

【0068】

また、本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 の第 2 ガイド光学系 50 および第 2 照射光学系 10 B は、第 2 ガイド光のスポットサイズと第 2 レーザ光のスポットサイズとを基準面 F P において一致させている。これにより、例えば、術者は、治療用のレーザ光を照射する前に、治療用のレーザ光が照射される領域を予め確認できる。例えば、治療用のレーザ光の照射のやり直しを抑制できる。なお、第 2 ガイド光のスポットサイズと第 2 レーザ光のスポットサイズとが基準面 F P において厳密に一致している必要は無く、僅かに大きさがずれていてもよい。

【0069】

また、本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 は、第 2 ガイド光学系 50 の光路に、第 2 レーザ光を導光するための光ファイバー 54 が設けられている。また、光ファイバー 54 の出射端 54 b と基準面 F P とが光学的に共役の位置関係とされている。換言するなら、本実施形態の第 2 ガイド光学系 50 はパーフォーカル光学系である。これにより、光束径が大きく、且つ、輪郭がシャープなスポット S A 2 を形成し易い。例えば、スポット S A 2 の輪郭をシャープに維持しつつ、ガイド光の光源として、レーザダイオード（半導体レーザー）を用い易くなる。なお、本実施形態では、第 2 ガイド光用として光ファイバー 54 を用いているが、光ファイバーを介した投光を、他の光（例えば第 2 レーザ光）の投光に適用してもよい。また、光ファイバーを用いた投光を、独立して設けてもよい。例えば、眼科用レーザ治療装置 1 が第 2 ガイド光学系 50 のみを備えてもよい。光の投光に光ファイバーを用いることで、簡素な光学系の構成でありながらも、任意のスポットサイズを形成し易い。なお、絞り部材（アパーチャ）を用いて本実施形態の出射端 54 b と同様な出射端を形成してもよい。例えば、絞り部材の開口部と基準面 F P とを共役の位置関係にしてもよい。つまり、照野絞りとして絞り部材を用いてもよい。この場合、光ファイバー 54 を併用してもよい。一例として、絞り部材よりも上流側（光源側）に出射端 54 b を配置すればよい。なお、一例として、出射端 54 b が位置 P 2 と光学的に共役の位置関係であってもよい。つまり、光ファイバー 54 を用いて、第 2 レーザ光の光束径を拡大させるだけであってもよい。

【0070】

また、本実施形態の眼科用レーザ治療装置 1 は、観察光学系 30 の光路にはダイクロイックミラー 22 が配置されており、ダイクロイックミラー 22 は観察光学系 30 の観察光

10

20

30

40

50

を透過すると共に、第1レーザ光、第2レーザ光、第1ガイド光、および第2ガイド光を反射する。これにより、例えば、眼科用レーザ治療装置1をコンパクトにできる。例えば、観察光学系30の光路長の延伸を抑制できる。また、例えば、術者は、観察部位を観察しつつ、患者眼Epにコンタクトレンズを接触させ易い。なお、ダイクロイックミラー22での透過と反射の特性が逆であってもよい。一例として、ダイクロイックミラー22が、観察光を反射して、第2レーザ光を透過してもよい。なお、ダイクロイックミラー22が共用されればよく、例えば、第2レーザ光の投光にダイクロイックミラー22が寄与しなくてもよい。例えば、第2レーザ光が、観察光と同様に、ダイクロイックミラー22を通過するだけでもよい。

【0071】

10

また、本実施形態の眼科用レーザ治療装置1の第1照射光学系10Aおよび第2照射光学系10Bは、患者眼Epに向けて光を集光させる対物レンズ23、および、光束径を変化させるビームエキスパンダー部19を共用している。これにより、例えば、眼科用レーザ治療装置1をコンパクトにできる。例えば、観察光学系30の光路長の延伸を抑制できる。また、例えば、眼科用レーザ治療装置1の部品点数の増加を抑制できる。

【0072】

また、本実施形態の眼科用レーザ治療装置1は、第1照射光学系10Aと第2照射光学系10Bとで光学系の部材の少なくとも一部を共用している。これにより、例えば、本体部101をコンパクトにできる。よって、例えば、術者は、患者眼Epにコンタクトレンズ24（コンタクトレンズ56）を接触し易くなる。また、眼科用レーザ治療装置1を安

20

【0073】

なお、本実施形態では第1レーザ光を用いて、後発白内障の治療を行う。しかし、第1レーザ光を用いて、他の治療を行ってもよい。例えば、第1レーザ光を用いて、虹彩切開術、レーザ硝子体切除術を行ってもよい。当然、第1レーザ光を照射する際の基準位置P0は、水晶体後嚢に限るものではない。

【0074】

なお、本実施形態では、第2レーザ光のスポットサイズを固定している。しかし、可変機構により、第2レーザ光のスポットサイズが可変されてもよい。もちろん、第2レーザ光のスポットサイズを可変させても、第2ガイド光のスポットサイズと、第2レーザ光のスポットサイズとが近くなるように、第2ガイド光のスポットサイズを形成することが好ましい。また、本実施形態では、第1レーザ光、第2レーザ光、第1ガイド光、および第2ガイド光のスポット形状が円形とされている。しかし、スポットの形状は円形に限らない。例えば、四角形であってもよい。

30

【0075】

なお、本実施形態では第1レーザ光として波長1064nmを用い、第2レーザ光として波長532nmを用いている。しかし、他の波長を用いてもよい。また、第1レーザ光を波長変換器62で波長変換して第2レーザ光を生成しているが、例えば、第2レーザ光の光源を独立して設けてもよい。また、本実施形態の第2レーザ光はパルス光であるため、眼の組織（例えば線維柱帯）の損傷が抑制され易い。しかし、例えば、第2レーザ光に連続波レーザー（CWレーザー）を用いてもよい。また、第1レーザ光と第2レーザ光の少なくともいずれかが、連続波レーザー（CWレーザー）であってもよい。例えば、第1レーザ光と第2レーザ光の少なくともいずれかをを用いて、患者眼Epの組織を光凝固できてもよい。

40

【0076】

なお、本実施形態では、眼科用レーザ治療装置1の筐体内に第1照射光学系10Aおよび第2照射光学系10Bが収容されている。しかし、例えば、第2照射光学系10Bを別ユニット化（デリバリーユニット化）してもよい。詳細には、第2照射光学系10Bを含む別ユニットを、患者眼Epの観察手段を有する装置に対して着脱可能な態様としてもよい。

50

【 0 0 7 7 】

今回開示された実施形態はすべての点で例示であって、制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した説明ではなく、特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲及びこれと均等の意味及び範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

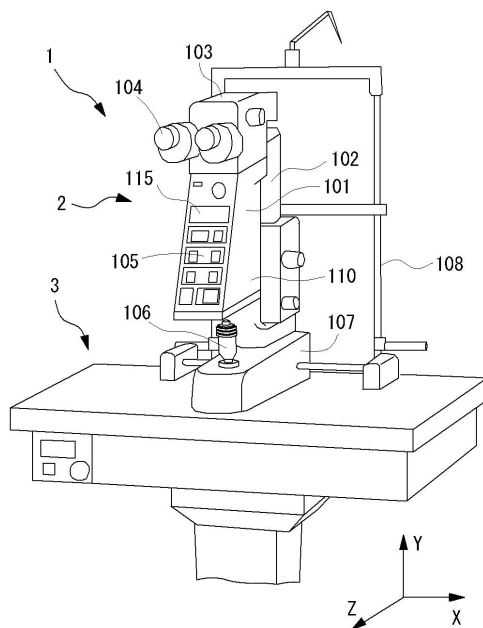
【 符号の説明 】

【 0 0 7 8 】

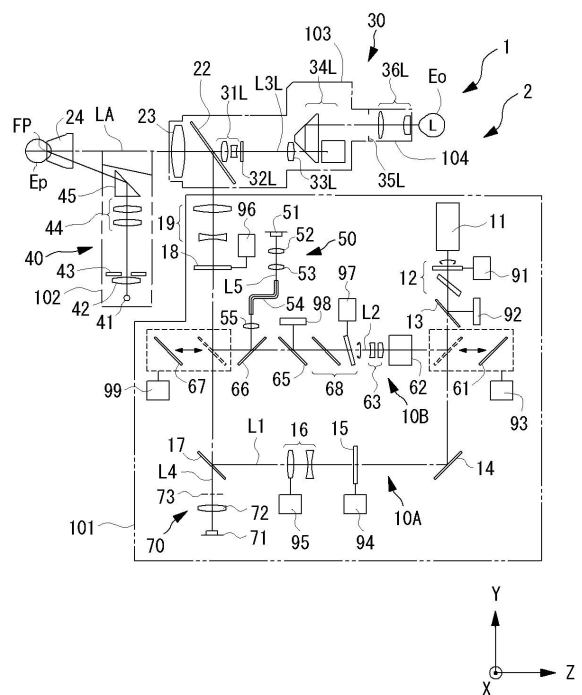
- 1 : 眼科用レーザー治療装置
- 1 0 A : 第 1 照射光学系
- 1 0 B : 第 1 照射光学系
- 3 0 : 観察光学系
- 5 0 : 第 2 ガイド光学系
- 7 0 : 第 1 ガイド光学系
- F P : 基準面
- D L 1 : 直径
- D L 2 : 直径

10

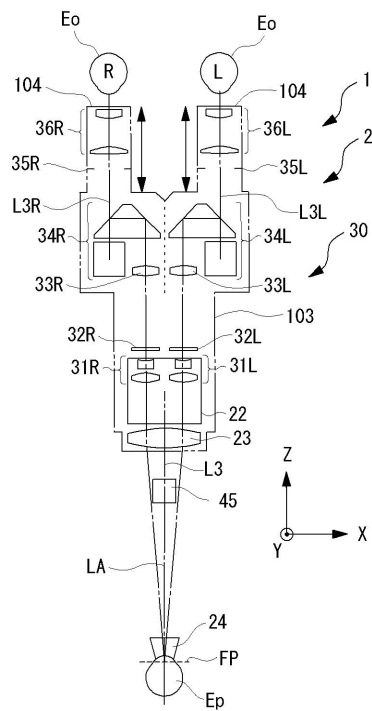
【 図 1 】



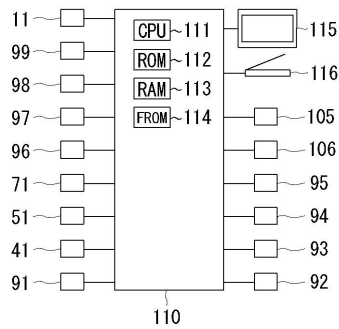
【 図 2 】



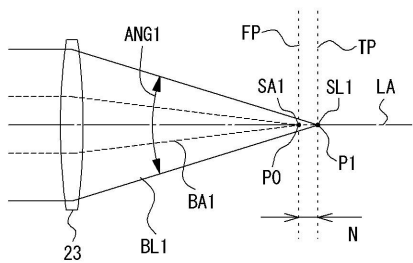
【図 3】



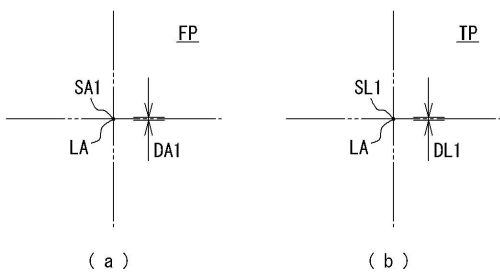
【図 4】



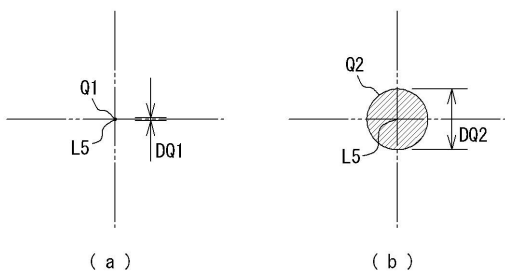
【図 5】



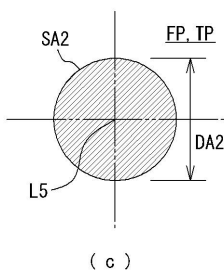
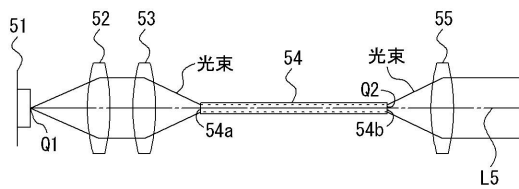
【図 6】



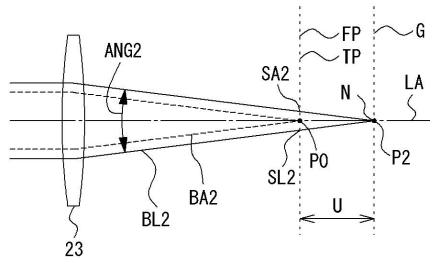
【図 8】



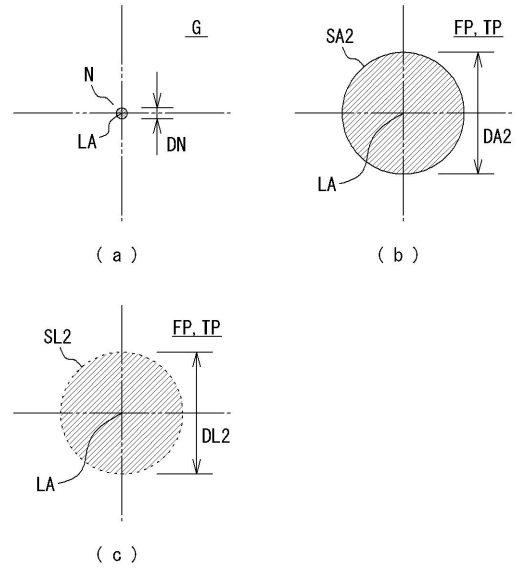
【図 7】



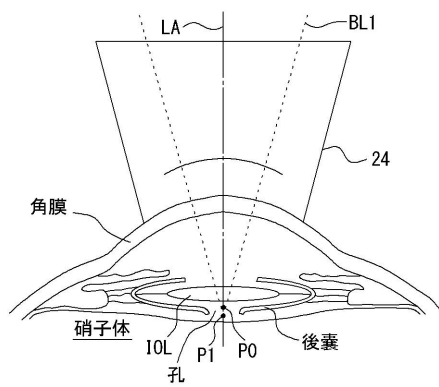
【図 9】



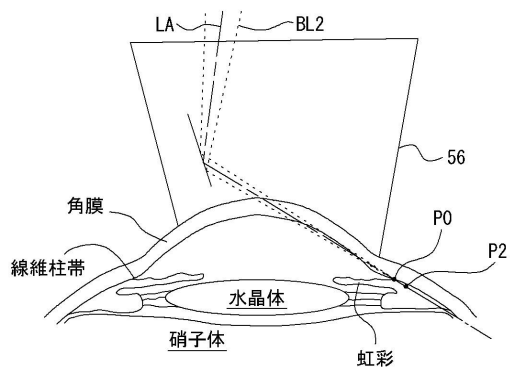
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-181634(JP,A)
特開平03-118060(JP,A)
特開2002-325789(JP,A)
特開2012-050571(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0196350(US,A1)
特開平07-163613(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61F 9/008