

(43) 国際公開日
2008年6月5日 (05.06.2008)

PCT

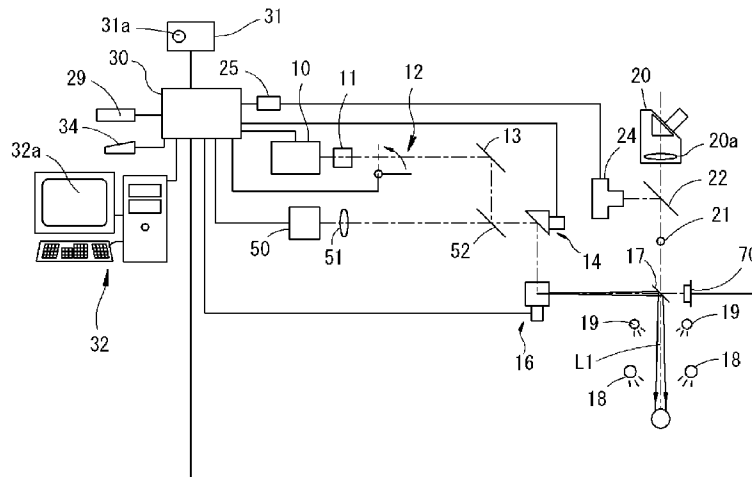
(10) 国際公開番号
WO 2008/066135 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 9/007 (2006.01) A61B 3/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/073105
- (22) 国際出願日: 2007年11月29日 (29.11.2007)
- (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 2006-322648
2006年11月29日 (29.11.2006) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社ニデック (NIDEK CO., LTD.) [JP/JP]; 〒4430038 愛知県蒲郡市拾石町前浜3 4 番 1 4 号 Aichi (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 牧野 浩勝 (MAKINO, Hirokatsu) [JP/JP]; 〒4418134 愛知県豊橋市植田町神戸坂1 6 - 1 Aichi (JP).
- (74) 代理人: 上野 登 (UENO, Noboru); 〒4600008 愛知県名古屋市中区栄三丁目2 1 番2 3 号ケイエスエセヤビル8 階 Aichi (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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ,

[続葉有]

(54) Title: CORNEA SURGERY APPARATUS

(54) 発明の名称: 角膜手術装置



(57) Abstract: An apparatus enabling an improvement of the success rate of detection of the pupil or the iris pattern of a patient eye and enabling a laser beam to be adequately shined to the patient eye while tracking the movement of the patient eye. A cornea surgery apparatus comprises a laser beam shining optical system which enables the position to which the laser beam from a laser light source is shined to be moved on the cornea of the patient eye and an eye position variation detection unit having an illumination optical system for illuminating the anterior ocular segment of the patient eye and an imaging camera for imaging the anterior ocular segment illuminated by the illuminating optical system so as to detect a variation of the position of the patient eye including cycloduction during surgery according to the iris pattern of the image of the anterior

ocular segment imaged by the imaging camera. According to the results of the detection by the eye position variation detection unit, the position to which the laser beam is shined is made to follow up the movement of the patient eye, and the cornea is ablated into a desired shape by shining the laser beam. The cornea surgery apparatus is characterized by further comprising contrast adjusting means which extracts the pupil and iris portions according to the luminance information on the image of the anterior ocular segment and varies the set value of at least one of the amount of illumination light from the illumination optical system or the gain of the imaging camera within a range in which the luminance information on the iris portion does not become in a saturated state so that the contrast of the pupil portion to the iris portion or the contrast of the pattern of the iris portion becomes high.

(57) 要約: 患者眼の瞳孔や虹彩模様パターンを検出の成功率を向上させ、患者眼の動きに追尾して適切にレーザー照射を行うことができる装置を提供すること。 レーザ光源からのレーザー光の照射位置を患者眼角膜上で移動可能なレーザー照射光学系と、患者眼の前眼部像を照明する照明光学系及び該照明光学系により照明された前眼部像を撮像する撮像カメラを持ち、該撮像カメラにより撮像された前眼部像の虹彩模

[続葉有]



WO 2008/066135 A1



OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

様パターンに基づいて手術中の眼球回旋を含む患者眼の位置変化を検知する眼位置変化検知ユニットとを備え、前記眼位置変化検知ユニットの検知結果に基づいてレーザ照射光学系により照射されるレーザ光の照射位置を患者眼の動きに追尾させ、レーザ光の照射により角膜を所期する形状にアブレーションする角膜手術装置において、前記撮像カメラで撮像される前眼部像の輝度情報に基づいて瞳孔部分及び虹彩部分を抽出し、虹彩部分の輝度情報が飽和状態とならない範囲で、且つ虹彩部分に対する瞳孔部分又は虹彩部分の模様コントラストが高くなるように前記照明光学系の照明光量又は前記撮像カメラのゲインの少なくとも一方の設定値を増減させるコントラスト調整手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

明 細 書

角膜手術装置

技術分野

[0001] 本発明は、角膜をレーザによりアブレーションする角膜手術装置に関する。

背景技術

[0002] エキシマレーザ等のパルスの紫外レーザ光により角膜をアブレーションする角膜手術装置としては、例えば、ガルバノミラー等を使用してレーザ光の照射位置を角膜上で2次元的に変える構成を備えるものが知られている(例えば、特開平11-226048号公報参照)。このような装置では、手術中の眼球の動きに追尾して所期する位置にレーザ光を照射する眼球追尾機能が設けられている。眼球追尾機能としては、患者眼の前眼部像を撮像カメラで撮像し、前眼部像の瞳孔と虹彩の境界である瞳孔エッジや虹彩模様のパターンを検出して眼球回旋を含む眼の位置変化を検出するものが知られている(特表2003-511206号公報参照)。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0003] しかしながら、患者眼の前眼部からの反射特性は患者眼や手術条件によって変化する。例えば、欧米人に多い青い眼やアジア系に多い茶色い眼のように人種間で虹彩の色素量の違いより虹彩部分からの反射光量が異なり、撮像カメラで撮像される前眼部像のコントラストが変化する。また、LASIK (Laser Assisted in Situ Keratomileusis) と呼ばれる方式のように角膜フラップを形成して角膜実質をレーザで切除するような術式では、角膜フラップを作らないままの眼に対して虹彩部分からの反射光量が変わる。このため、撮像カメラで眼を撮像する際の照明光量や撮像カメラの感度を平均的な眼を基準に定めたとしても、患者眼によって変化する反射光量の違いにより、眼球回旋の基礎とする虹彩模様のパターンの検出が困難になることがあった。

[0004] また、手術開始時に患者眼の瞳孔、虹彩模様のパターンを検出可能であった場合でも、患者の緊張等で手術中に患者眼の瞳孔サイズが大きく変化することがある。手術中に瞳孔サイズが大きく変わると、手術開始時に眼球の位置合わせの基準として

取得した画像に対して虹彩模様のパターンも変化するため、虹彩模様のパターンのマッチング処理ができなくなり、検出精度の低下や検出エラーを招く。

[0005] 本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、患者眼の瞳孔や虹彩模様パターンの検出の成功率を向上させ、患者眼の動きに追尾して適切にレーザ照射を行うことができる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構成を持つことを特徴とする。

(1) レーザ光源からのレーザ光の照射位置を患者眼角膜上で移動可能なレーザ照射光学系と、患者眼の前眼部像を照明する照明光学系及び該照明光学系により照明された前眼部像を撮像する撮像カメラを持ち、該撮像カメラにより撮像された前眼部像の虹彩模様パターンに基づいて手術中の眼球回旋を含む患者眼の位置変化を検知する眼位置変化検知ユニットとを備え、前記眼検知ユニットの検知結果に基づいてレーザ照射光学系により照射されるレーザ光の照射位置を患者眼の動きに追尾させ、レーザ光の照射により角膜を所期する形状にアブレーションする角膜手術装置において、前記撮像カメラで撮像される前眼部像の輝度情報に基づいて瞳孔部分及び虹彩部分を抽出し、虹彩部分の輝度情報が飽和状態とならない範囲で、且つ虹彩部分に対する瞳孔部分又は虹彩部分の模様のコントラストが高くなるように前記照明光学系の照明光量又は前記撮像カメラのゲインの少なくとも一方の設定値を増減させるコントラスト調整手段と、を備えることを特徴とする。

(2) (1)のコントラスト調整手段は、前記照明光学系の照明光量又は前記撮像カメラのゲインの少なくとも一方の設定値を増加方向及び減少方向に変化させる毎に前記撮像カメラで撮像される前眼部像の輝度情報に基づいて瞳孔部分及び虹彩部分の模様を抽出し、該抽出した虹彩部分に対する瞳孔部分の輝度差又は虹彩内の模様の輝度差が最大又は所定の基準を上回るように前記設定値を調整することを特徴とする。

(3) レーザ光源からのレーザ光の照射位置を患者眼角膜上で移動可能なレーザ照射光学系と、患者眼の前眼部像を照明する照明光学系及び該照明光学系により照明された前眼部像を撮像する撮像カメラを持ち、該撮像カメラにより撮像された前

眼部像の虹彩模様パターンに基づいて手術中の眼球回旋を含む患者眼の位置変化を検知する眼位置変化検知ユニットとを備え、前記眼検知ユニットの検知結果に基づいてレーザ照射光学系により照射されるレーザ光の照射位置を患者眼の動きに追尾させ、レーザ光の照射により角膜を所期する形状にアブレーションする角膜手術装置において、患者眼に可視光を投光する投光光学系と、前記眼位置変化検知ユニットにより患者眼の位置変化の基準とされる虹彩模様パターンを取得したときの瞳孔サイズに対して虹彩模様パターンを検知可能な瞳孔サイズの変動の許容範囲を設定する設定手段とを備え、さらに、前記撮像カメラによって撮像された前眼部像を表示する表示手段を持ち、該表示手段に表示される前眼部像に重畳させて表示させると共に、前眼部像の瞳孔中心を基準にして前記設定手段により設定された瞳孔サイズの変動の許容範囲を示すガイドマークを表示する表示制御手段と、前記投光光学系の光量を手動により変化させる操作スイッチを持つ光量調整手段とを備えるか、又は前記設定手段により設定された瞳孔サイズの変動の許容範囲に対して前記眼位置変化検知ユニットにより検知される瞳孔サイズが外れるか否かを判定し、該判定結果に基づいて前記投光光学系の光量を自動調整する光量調整手段と、を備えることを特徴とする。

発明の効果

- [0007] 本発明によれば、患者眼の瞳孔や虹彩模様パターンの検出の成功率を向上させ、患者眼の動きに追尾して適切にレーザ照射を行うことができる。

図面の簡単な説明

- [0008] [図1]角膜手術装置の光学系及び制御系の概略構成図である。
[図2]患者眼の前眼部像から瞳孔エッジ及び虹彩模様のパターンの検出精度を向上させるコントラスト調整方法を説明する図である。
[図3]モニタ32aに表示される患者眼の前眼部像を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

- [0009] 本発明の一実施形態を、図面を用いて説明する。図1は、本発明に係る角膜手術装置の光学系及び制御系の概略構成図である。10は角膜をアブレーションするパルスの紫外レーザ光を発するレーザ光源である。角膜のアブレーションを引き起こす

紫外レーザとしては、代表的には波長193nmのエキシマレーザが好適に用いられる。また、固体レーザ光源からのレーザ光を紫外波長に波長変換したものを使用する構成でもよい。紫外レーザ光のパルスの周波数は、40Hz以上であり、手術時間を短くするためには、200～500Hzが好適に使用される。

[0010] 11は、レーザ光源10からのレーザ光のビーム形状を円形スポットに成形する補正光学系である。この補正光学系11により、角膜上に照射されるビームスポットのサイズが0.5～1mm程度に整形される。また、補正光学系11によりレーザ光のスポット内のエネルギー分布が、中心部が高く、周辺が低くなるように補正される。エネルギー分布は、好ましくはガウシアン分布である。レーザ光のスポットは、角膜上で重ね合わされるように照射される。これにより、滑らかなアブレーションが行われる。12はレーザ光源10からのレーザビームを遮断するシャッタであり、レーザ照射のトリガ信号により光路から外される。シャッタ12は異常時には光路を遮断する。13は紫外レーザ光を反射する反射ミラーである。

[0011] 50は半導体レーザ等の可視レーザ光源であり、エイミング光となる波長630nmの可視レーザ光を出射する。可視レーザ光源50から出射された可視レーザ光は、レンズ51により略平行光とされる。52はダイクロイックミラーであり、紫外レーザ光を全反射し、可視レーザ光源50からの可視レーザ光を透過させる特性を持つ。このダイクロイックミラー52により、レーザ光源10からの紫外レーザ光と可視レーザ光源50からの可視レーザ光とが同軸に合成される。

[0012] ダイクロイックミラー52により同軸に合成された紫外レーザ光及び可視レーザ光は、2つのガルバノミラー14、16からなる走査光学系(レーザ照射位置可変光学系)により、角膜上で2次元的に高速で走査される。詳細な図示は略すが、ガルバノミラー14及び16は、スキャンミラーと、スキャンミラーを回転する駆動部とを備える。ガルバノミラー16で反射した紫外レーザ光及び可視レーザ光は、ビームスプリッタ17に至る。ビームスプリッタ17は、紫外レーザ光及び可視レーザ光をほぼ反射して、患者眼E導光すると共に残りのレーザ光を透過する特性を持つ。ビームスプリッタ17を透過したレーザ光は、エネルギーモニタ70へ入射する。エネルギーモニタ70は紫外レーザ光のエネルギー量をモニタし、制御部30へと送る。また、ビームスプリッタ17は赤外光を透過

する特性を持つ。ビームスプリッタ17で反射された紫外レーザ光及び可視レーザ光であるエイミング光は、同軸にてベッド(図示せず)に横臥した患者眼の角膜に導光される。18は被検眼の前眼部を照明する赤外照明光源(赤外照明ユニット)である。照明光源18は制御部30に接続され、制御部30により照明光量を制御される。

[0013] ビームスプリッタ17を挟んで患者眼Eと対向する側には双眼の顕微鏡20が配置されている。術者は、可視照明ユニット19により照明された患者眼Eを顕微鏡20により観察する。可視光を患者眼に投光する可視照明ユニット19は制御部30に接続され、術者の操作又は制御部30により、照明光量に変更される構成となっている。顕微鏡20の対物レンズ20aの光軸L1上には固視灯21が配置されており、手術時には固視灯21を患者眼に固視させる。ビームスプリッタ17により、顕微鏡20の対物レンズ20aの光軸L1と、ガルバノミラー14及び16で反射される紫外レーザ光、可視レーザ光(エイミング光)の中心軸がほぼ同軸に合成される。

[0014] また、顕微鏡20とビームスプリッタ17との間には、赤外光を反射し、可視レーザ光を透過するビームスプリッタ22が配置されており、その反射側には患者眼を撮像する撮像カメラ(撮影ユニット)24が配置されている。撮像カメラ24には、赤外光を受光する撮像素子が備えられ、撮像カメラ24の出力は、接続されている画像処理ユニット25へと送られる。

[0015] 患者眼の眼球回旋を含む患者眼の位置変化を検知する眼位置変化検知ユニットは、照明光源18、撮像カメラ24及び画像処理ユニット25により構成される。画像処理ユニット25は、撮像カメラ24からの画像(画像信号)を処理して患者眼の瞳孔位置を検知する。瞳孔位置は、瞳孔と虹彩の境界である瞳孔エッジを抽出し、瞳孔エッジの重心位置を瞳孔中心とする方法、撮像カメラ24のxyにおける瞳孔エッジの幾何中心を瞳孔中心とする方法等、各種の方法を使用できる。この瞳孔位置の検知結果は、レーザ光の照射位置を患者眼の動きに合わせて追尾させるときに利用される。さらに、画像処理ユニット25は撮像カメラ24からの画像を処理し、患者眼の虹彩模様パターンを抽出する。虹彩模様パターンに基づいて、患者眼の略瞳孔中心を基準とした眼球の回旋を検知する。この技術は、特表2003-511206号公報の技術、特開2004-89215号公報に記載されている虹彩の特徴点抽出技術を応用することがで

きる。

- [0016] また、画像処理ユニット25により瞳孔部分及び虹彩模様のコントラストの適否が判定される。そして、画像処理ユニット25による判定結果に基づいて、制御部30により瞳孔に対する虹彩部分及び虹彩模様のコントラストが高くなるように赤外照明光源18の光量の設定値が調整される。これにより、瞳孔エッジ及び虹彩模様のパターンの検出精度が向上され、患者眼の位置変化の検知が行われる。患者眼の位置変化の検知は、画像処理ユニット25及び制御部30の連携による特徴抽出、演算により実現される。
- [0017] レーザ光源10、可視レーザ光源50、ガルバノミラー14及び16、画像処理ユニット25、シャッタ12、エネルギーモニタ70等は制御部30に接続されている。32はショットデータ(アブレーションデータ)を演算する機能を持つコンピュータ部であり、コンピュータ部32は入力手段となるキーボード、マウス等や表示手段となるモニタ32aを備える。モニタ32aは、後述する赤外域の前眼部像を表示する機能も有している。コンピュータ部32は、図示を略す外部の測定器(患者眼の屈折度数分布又は収差分布、角膜トポグラフィ等を取得する装置)からの患者眼の眼特性データが記憶メディアや通信ケーブル(共に図示せず)等により入力されると、眼特性データに基づいて角膜の切除プロファイルを求めた後、切除プロファイルに基づいてショットデータを求める。このとき、患者眼の眼特性データと共に、患者眼の前眼部像を取得する。
- [0018] コンピュータ部32で入力されるショットデータ(アブレーションデータ)には、レーザスポットの照射位置データとショット数の関係のデータが含まれている。コンピュータ部32で決定されたショットデータは制御部30に入力され、制御部30はショットデータに基づいてガルバノミラー14及び16等を制御する。34はレーザ光源10から紫外レーザ光を出射させるトリガ信号を入力するフットスイッチである。29は、記憶手段であるメモリであり、先のショットデータや前眼部増、制御部30の演算結果等を格納する。31は、装置に各種の指令信号を入力するスイッチを持つコントローラである。
- [0019] 次に、撮像カメラ24で撮影された患者眼の前眼部像から瞳孔エッジ及び虹彩模様のパターンの検出精度を向上させるコントラスト調整方法を説明する。図2(a)は、撮像カメラ24で撮影された患者眼の前眼部像を模式的に示した図である。図2(a)の前

眼部像80において、81は瞳孔、82は虹彩、83は強膜である。81aは瞳孔81と虹彩82の境界である瞳孔エッジから求められる瞳孔中心位置である。82aは、虹彩82上の虹彩模様(虹彩パターン)であり、皺や筋で形成される。82bは、メラニン色素を含む虹彩組織を模式的に示したものである。先に述べたようにメラニン等の色素量が人種等で異なるため、照明光に対する虹彩組織82b及び虹彩模様82aの反射率は様々である。図では、瞳孔81は暗く、強膜83は明るく表示され、虹彩82はやや明るく(模様82aは暗く、組織82bはやや明るく)表示される。

[0020] 図2(b)、(c)、(d)は、図2(a)の前眼部像80にて点線で示したラインAB上の輝度分布を示した図である。図2(b)、(c)、(d)は、赤外照明光量が順番に減少する方向に変化されることにより、前眼部からの反射光量が下がっている場合の輝度分布が示されている。各図において、横軸がラインAB上の位置、縦軸が撮像カメラ24で撮像された輝度とする。図2(a)から点線が引かれており、対応する部位の輝度が示されている。ここで、ラインABは、画像処理によって求めた瞳孔中心を通るに前眼部像のライン(横一列の画素)としている。

[0021] 図2(b)、(c)、(d)において、輝度が最も低い部分が最も長く続くところが瞳孔部分PPとして抽出される。瞳孔部分PPの右側領域及び左側領域をそれぞれ見ていき、輝度が一旦高くなった後に、輝度が低くなる部分SPが虹彩82の虹彩模様82aとして抽出される。さらに、輝度が高くなった後に低くなる部分が複数現れる場合も、その部分が虹彩模様82aとして抽出される。虹彩模様82aの両側の輝度の高い部分BLが虹彩模様82aの背景となる虹彩組織82bとして抽出される。なお、虹彩組織82bよりさらに輝度が高い部分があれば、それは強膜の反射部分として抽出される。

[0022] ここで、虹彩模様82aとして抽出された輝度SPと虹彩組織82bの輝度BLの輝度差VSとし、瞳孔PPと虹彩組織82bの輝度BLとの輝度差VBとする。コントラストの適否は、輝度部分BLが飽和状態(ハレーション状態)とならない範囲で、輝度差VSとに基づいて判定される。照明光源18の照明光量を初期値から減少する方向へ連続的又は段階的に変化させていき、照明光量を変化させる毎に輝度差VSの変化を見る。また、照明光源18の照明光量を増加する方向へ連続的又は段階的に変化させていき、照明光量を変化させる毎に輝度差VSの変化を見る。このとき、輝度差VSが最

大になったときにコントラストも高くなる。図2(b)、(c)、(d)においては、図2(c)に対して照明光量を減少する方向へ変化させた場合が図2(d)であり、図2(c)の方が図2(d)の場合より輝度差VSが大きくなっている、図2(c)の方がコントラストも高くなっている。逆に、図2(c)に対して照明光量を増加する方向へ変化させた場合が図2(b)であり、図2(c)の方が図2(b)の場合より輝度差VSが大きくなっている、図2(c)の方がコントラストも高くなっている。また、図2(b)では輝度部分BLが飽和状態となっているので、この場合は照明光量を上げすぎである。

[0023] 上記のように、制御部30は照明光源18の照明光量を増加方向及び減少方向に変化させる毎に、撮像カメラ24で撮像された前眼部像から抽出される輝度差VSが最大になるように照明光源18の照明光量の設定値を調整する。これにより、虹彩模様82aのコントラスト(虹彩組織82bと虹彩模様82aとのコントラスト)が高くなり、虹彩模様のパターンの検出精度が向上される。なお、必ずしも輝度差VSが最大となるようにしなくても、輝度差VSが虹彩模様のパターンの検出が可能な所定の基準値を上回るようになればよいので、この段階で照明光源18の照明光量の設定値が定められるようにしても良い。

[0024] また、虹彩模様パターンの検出のためには、輝度差VSにより虹彩模様82aのコントラストを直接見ることが好ましいが、瞳孔PPと虹彩組織82bの輝度BLとの輝度差VBを輝度差VSの代わりに使用しても良い。輝度差VBの変化も虹彩模様パターンのコントラストの変化に相関しているので、輝度差VBを使用可能である。そして、輝度差VBが最大となったときは、虹彩82(虹彩組織82b)の輝度部分BLと瞳孔81の輝度部分PPのコントラストも高くなるので、虹彩82と瞳孔81の境界である瞳孔エッジの検出精度も向上される。なお、輝度差VBを使用する場合も、必ずしも輝度差VBが最大となるようにしなくてもよく、虹彩模様のパターンの検出が可能な所定の基準値を上回るように、その基準値を設けおいても良い。またさらに、輝度差VS及びVBの両方を使用しても良い。例えば、制御部30は輝度差VSが最大付近になったときは、さらに輝度差VBが最大になるように照明光源18の照明光量を増減し、眼球の動きを検知する。

[0025] このようなコントラストの自動調整は、画像処理ユニット25による眼球の自動追尾を

開始する前に、コントローラ31に配置されたコントラスト調節用のスイッチ31aが押されることにより入力される信号に基づいて行われる。または、虹彩模様パターンの検出エラーとなったときに、その旨がモニタ32aに表示され、制御部30が自動的にトリガー信号を発することによりコントラストの自動調整が行われる。虹彩模様パターンの検出エラーの判定は、輝度差VS又は輝度差VBが所定の基準を超えているか否かを使用できる。

[0026] コントラストの自動調整の開始信号が入力されると、画像処理ユニット25は、制御部30が制御する照明光源18の赤外照明光量を増減させる毎に、撮像カメラ24からの前眼部像を逐次取得し、コントラストが最大又は所定の基準値を上回るかを判定処理する。制御部30は、その判定処理によって照明光源18の赤外照明光量を得て、これをメモリ18に記憶し、手術中の患者眼に対する赤外照明光源18の照明光量を設定する。

[0027] なお、図2(b)、(c)、(d)で示した前眼部像の輝度分布の抽出は、瞳孔中心81aを通るラインABで抽出するものに限るものではなく、瞳孔中心81aから上下に多少ズレた(平行移動した)位置であっても、輝度分布に参照となる瞳孔や虹彩の情報が含まれていればよい。

[0028] また、輝度分布の抽出は、1つの直線で行われずともよい。瞳孔中心を通る直線から上下方向に平行に移動した直線から抽出する構成であってもよい。例えば、瞳孔中心を通る直線と、その直線から上下方向に1mmずれた平行線で輝度分布を抽出し、各輝度分布で先に挙げた方法でコントラストを判定する構成とする。また、直線同士は平行な位置関係でなく、ほぼ瞳孔中心を通る放射線状での輝度分布を抽出する位置関係であってもよい。

[0029] 次に、コントラストの自動調整を含む一連の手術における装置の動作を説明する。術者は、横臥した患者の患者眼を顕微鏡20で観察しながら、患者眼に対してレーザ照射可能となるように装置を所定の位置関係にアライメントをする。アライメント後、コントラスト調節用のスイッチ31aを押して(又は検出エラーの際には、自動的にトリガー信号が発せられ)、先の説明のように画像処理ユニット25及び制御部30によりコントラストの自動調整を実行させる。これにより、画像処理ユニット25による患者眼の位置

変化の検知が可能となり、自動追尾が可能な状態とされる。自動追尾が可能な旨は、モニタ32aに表示される。

[0030] 患者眼へのレーザ照射基準のアライメント完了後、コントローラ31に設けられた自動追尾開始スイッチが押されると、撮像カメラ24に撮像された前眼部像から瞳孔位置(ここでは瞳孔中心)と虹彩模様のパターンが検出処理され、自動追尾時の基準状態がメモリ29に記憶される。術者がフットスイッチ34を踏むとレーザ照射が開始される。レーザ照射時には、角膜に照射された可視レーザ光源50からのエイミング光が観察できる。制御部30は、ショットデータに基づく制御データによりガルバノミラー14, 16の動作を制御する。ガルバノミラー14, 16によりレーザスポットは角膜上で2次元的に走査され、角膜が所期する形状にアブレーションされる。また、制御部30は、撮像カメラ24及び画像処理ユニット25で検知される瞳孔位置及び虹彩模様のパターンにより患者眼が手術開始時の基準状態に対する患者眼の動きを監視する。患者眼が動いたことが検知されると、その偏位分だけレーザスポットが追尾するように、制御部30はガルバノミラー14, 16の動作を制御する。許容範囲を超えて患者眼が大きく動いた場合は、シャッタ12を閉じてレーザ照射を停止し、追尾可能な範囲に入ればレーザ照射を再開する。また、虹彩パターンに基づく患者眼の回旋追尾動作も行われる。撮像カメラ24にて取得した前眼部像をある時間間隔、例えば、1フレーム毎に比較し、虹彩パターンの差(瞳孔中心に虹彩パターンが回転した差)から術中の患者眼がどれだけ回転しているかを、画像処理ユニット25と制御部30で演算し、先の例と同様に、その回転分だけレーザスポットが追尾するように、制御部30はガルバノミラー14, 16の動作を制御する。このとき、レーザ照射前に取得したメモリ29に記憶された回旋変化分の角度をオフセットとして、先の演算に加味する。患者眼の回旋が、許容範囲を超えて患者眼が大きく回転した場合、制御部30は、シャッタ12を閉じてレーザ照射を停止させ、術者にレーザ照射の停止を知らせる(図示せず)。

[0031] このように、回旋変化分の算出を、撮像カメラ24で取得した前後の前眼部像の比較によって行うことで、外部装置で取得した前眼部像と比較するより演算処理が短縮でき、リアルタイム(実時間)で回旋位置変化の検知が行える。

[0032] レーザスポットを走査しながら角膜へのレーザ照射中、エネルギーモニタ70は、レー

ザ光の1ショット毎にエネルギー量(mJ)を取得し、制御部30へと送る。制御部30では、計測したエネルギー量を設定量と比較し、その差が許容範囲外であれば、制御部30は先の例と同様にシャッタ12を閉じ、レーザ光の照射を止めて、コンピュータ部32等から術者に注意を促す。このような動作を繰り返し行うことにより、所定の角膜形状が得られる。

[0033] なお、上記の説明ではコントラストの自動調整を赤外照明光源18の光量を増減させることで実現する構成としたがこれに限るものではない。撮像カメラ24の撮像感度のゲインを画像処理ユニット25や制御部30が調整する構成としてもよい。すなわち、撮像カメラ24で撮像される前眼部像の瞳孔や虹彩模様のコントラストは、照明光量を変化させる代わりに、撮像カメラ24のゲインを増減させる毎に輝度部分BLが飽和状態(ハレーション状態)とならない範囲で、図2(b)、(c)、(d)のように、輝度差VSが最大又は所定の基準値を上回るように撮像カメラ24のゲインを調整し、その値を設定する。この場合も、輝度差VSの代わりに輝度差VBを使用したり、両者を組み合わせて使用可能である。またさらに、撮像カメラ24のゲインの調整と赤外照明光源18の光量調整の両者を組み合わせてもよい。

[0034] また、以上説明したコントラストの自動調整では患者眼にレーザ光を照射する前に実行されるものとしたが、レーザ照射によりアブレーションをしているときも(手術中も)、定期的に前眼部像のコントラストの適否を検知し、コントラストを自動調整する構成としてもよい。このような構成であれば、患者眼の角膜組織のアブレーションに伴う前眼部像のコントラスト変化に対応可能となり、装置が患者眼の位置変化検知を定常的に把握できる。このため、患者眼の旋回(サイクロトーション)にリアルタイムで対応する手術が可能となり、乱視矯正等のレーザ手術の精度も向上する。また、眼位置変化検知ユニットによる患者眼の眼球運動や回旋が追従できなくなった信号に基づいて、先に挙げたコントラストの自動調整を行う構成としてもよい。

[0035] なお、以上説明した本実施形態では、アライメント後に、瞳孔エッジ及び虹彩模様のコントラストを向上させる赤外照明光量調整を行う構成としたが、これに限るものではない。例えば、アライメント後に患者眼のxyの位置変化検知ユニットを動作させ、このユニットの動作下で、コントラスト調整を行う構成としてもよい。先の説明では、虹彩

模様のコントラストと共に瞳孔エッジのコントラストも向上させる構成としていたが、瞳孔エッジ(瞳孔部分と虹彩部分の輝度差)は虹彩模様の輝度差よりも高く、虹彩模様のコントラストが低くとも瞳孔径抽出等の画像処理に十分なコントラストである場合が多い。従って、患者眼のxyの位置変化検知ユニットの動作下で、先に説明した虹彩模様のコントラスト調整ができる。このような構成にすると、画像処理ユニット25は、瞳孔中心を常に把握でき、瞳孔中心を基準とする輝度分布の抽出において、同じ部位での輝度分布を抽出可能となる。赤外照明光量毎の輝度分布における虹彩模様(ここでは、例えば、輝度差VS)のコントラストの評価は、同じ部位(同じ虹彩模様)での輝度値の変化を評価することが好ましいため、患者眼のxyの位置変化検知ユニットの動作下でのコントラスト調整を行うと、コントラスト調整の精度向上、時間短縮が実現できる。

[0036] なお、瞳孔中心は瞳孔位置を特定する一つの例であり、瞳孔位置を特定することができれば、他の方法でも良い。例えば、瞳孔エッジで特徴点があればそれを瞳孔位置の特定に利用できる。

[0037] 以上、患者眼の反射特性により変化する前眼部像のコントラストを自動調整する例を説明したが、手術中に患者眼の瞳孔サイズが大きく変化した場合に、これを調整することが好ましい。その対応方法を説明する。

[0038] 図3は、モニタ32aに表示される患者眼の前眼部像を示す図である。モニタ32aには、手術中に変化する瞳孔サイズの許容範囲を示すガイドマークとして、最大瞳孔径ガイド円マーク91及び最小瞳孔径ガイド円マーク92が表示される。図3においては、ガイド円マーク91及び92は点線で図示されている。ガイド円マーク91及び92は、画像処理ユニット25の画像処理によって検出される瞳孔81の瞳孔中心81aを基準にしてコンピュータ部により生成され、撮像カメラ24により撮像された前眼部像に重畳して表示される。前眼部像の瞳孔中心が移動すると、それに合わせてガイド円マーク91及び92も移動した位置に表示される。

[0039] このガイド円マーク91及び92の許容範囲は次のように制御部30によって設定される。制御部30は、自動追尾開始スイッチが押されて自動追尾が開始されたときに、撮像カメラ24により撮像され、画像処理ユニット25により取得された前眼部像の瞳孔81の

サイズを得る。この瞳孔サイズを基準とし、画像処理ユニット25が虹彩模様パターンを抽出処理する際に同定化処理(パターンマッチング処理)が可能な範囲(このデータが予めメモリに記憶されている)に基づいてガイド円マーク91及び92で示される許容範囲を設定する。例えば、瞳孔サイズの変動に対して、画像処理ユニット25による虹彩模様パターンの同定化可能な範囲は、自動追尾開始時に取得された患者眼の瞳孔径D(平均処理されたものを使用する)を基準として $\pm 50\%$ とする。

[0040] 最大瞳孔径ガイド円マーク91は、その瞳孔径Dに対して50%大きくした円であり、瞳孔81の広がり(散瞳)の上限を示している。一方、最小瞳孔径ガイド円マーク92は、瞳孔81の瞳孔径Dを50%小さくした円であり、瞳孔81の縮小(縮瞳)の下限を示している。手術中の瞳孔のサイズが、ガイド円マーク91が示す上限を超えるか、ガイド円マーク92が示す下限を下回ると、患者眼の位置変化検知の基となる瞳孔径、瞳孔中心、虹彩模様パターンが大きく変わったとして、虹彩模様パターンの同定化の精度が低下し、自動追尾の検出エラーとなりやすい。また、瞳孔径の大きな変化に伴い、瞳孔中心位置が移動(シフト)することにより、瞳孔中心を基準とした回旋位置変化の精度も低下する。

[0041] このように、瞳孔径の径の変化の上限、下限を前眼部像に重畳表示することで、手術中に、術者が患者眼の位置変化検知の状況が把握しやすくなる。さらに、患者眼の位置変化検知(自動追尾機能)が常に動作するように、術者が可視照明光の光量等を調節しやすくなる。

[0042] 手術中にモニタ32aで観察される瞳孔81のサイズが変化し、最大瞳孔径ガイド円マーク91を超えそうになったら、術者(又は補助者)はコントローラ31に配置される可視照明光の光量調整スイッチを操作し、可視照明ユニット19の照明光量を増加させる。これにより、患者眼の瞳孔は縮瞳される。逆に、最小瞳孔径ガイド円マーク92よりも瞳孔81のサイズが小さくなりそうであつたら、術者(又は補助者)は可視照明ユニット19の照明光量を減光する。これにより、患者眼の瞳孔は広げられ、ガイド円マーク91と92の間に収まるようにされる。このような患者眼の瞳孔サイズの調整により、手術時の患者眼の位置変化検知が維持しやすくなる。また、患者眼の位置変化検知が維持されやすくなることで、手術の精度が向上する。また、手術時間が短縮される。

- [0043] なお、以上説明した実施形態では、瞳孔径の変化の上限及び下限を示す円をガイド円マーク91、92としてモニタ32aに重畳表示する構成としたが、これに限るものではない。最大瞳孔径ガイド円91だけを表示する等の構成でもよい。例えば、レーザ照射中は、瞳孔が開いていく事が多いため、ガイド円マーク91だけを表示させてもよい。
- [0044] また、可視照明ユニット19の光量を術者が手動で調整するのではなく、光量の調整を自動化してもよい。例えば、瞳孔径を画像処理ユニット25の画像処理により略円として抽出し、最大瞳孔径ガイド円マーク91に相当するサイズを超えそうになったら、その信号が制御部30へと送られる構成とする。制御部30はこの信号に基づいて、可視照明ユニット19の光量を増加させ、患者眼の瞳孔径が最大瞳孔径91のサイズを超えないようにする。逆に、画像処理ユニット25によって抽出される患者眼の瞳孔径が最小瞳孔径ガイド円マーク92に相当するサイズより小さくなりそうであつたら、制御部30は可視照明ユニット19の光量を減少させ、患者眼の瞳孔径を許容範囲内に収める。これにより、自動的に患者眼の眼位置変化検知ユニットによる位置変化の検知が維持される。
- [0045] なお、本実施形態で説明した瞳孔径の変化の上限、下限を示す最大瞳孔径ガイド円91、最小瞳孔径ガイド円92は、厳密な上限、下限でなくともよい。目安となる大きさであればよい。
- [0046] 以上説明した変容例は、最先の実施形態と複合的に実施してもよい。このようにすれば、患者眼の位置変化検知において、赤外照明によるコントラストを高く維持できると共に、患者眼の瞳孔径も維持し易くなる。これにより、手術時間の短縮や手術精度の向上が得られる。
- [0047] なお、以上説明した本実施形態では、患者眼の瞳孔径の調整に、患者眼を照明する可視照明ユニット19の光量調整にて行つたがこれに限るものではない。患者眼に可視光を投光する光学系として、患者眼の固視を促す固視灯(可視光)の光量を調節して、患者眼の瞳孔径を調整する構成としてもよい。
- [0048] なお、以上説明した本実施形態では、コンピュータ部32のモニタ32aに患者眼を表示し、ガイド円を重畳表示する構成としたがこれに限るものではない。コンピュータ

部32とは別にモニタを設けてもよい。例えば、患者眼を表示する赤外モニタを顕微鏡20付近に設ける構成としてもよい。このようすれば、モニタに表示される患者眼の確認がし易くなる。また、顕微鏡20の観察光路に、ビームスプリッタや重畳表示手段を設けて、ヘッドアップディスプレイ化し、モニタ32に表示させていたガイド円91、92を顕微鏡20で観察する観察像上に重畳表示する構成としてもよい。このようにすれば、術者は顕微鏡20から眼を離すことなく、ガイド円等が確認できる。

請求の範囲

- [1] レーザ光源からのレーザ光の照射位置を患者眼角膜上で移動可能なレーザ照射光学系と、患者眼の前眼部像を照明する照明光学系及び該照明光学系により照明された前眼部像を撮像する撮像カメラを持ち、該撮像カメラにより撮像された前眼部像の虹彩模様パターンに基づいて手術中の眼球回旋を含む患者眼の位置変化を検知する眼位置変化検知ユニットとを備え、前記眼位置変化検知ユニットの検知結果に基づいてレーザ照射光学系により照射されるレーザ光の照射位置を患者眼の動きに追尾させ、レーザ光の照射により角膜を所期する形状にアブレーションする角膜手術装置において、
- 前記撮像カメラで撮像される前眼部像の輝度情報に基づいて瞳孔部分及び虹彩部分を抽出し、虹彩部分の輝度情報が飽和状態とならない範囲で、且つ虹彩部分に対する瞳孔部分又は虹彩部分の模様のコントラストが高くなるように前記照明光学系の照明光量又は前記撮像カメラのゲインの少なくとも一方の設定値を増減させるコントラスト調整手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。
- [2] 請求項1のコントラスト調整手段は、前記照明光学系の照明光量又は前記撮像カメラのゲインの少なくとも一方の設定値を増加方向及び減少方向に変化させる毎に前記撮像カメラで撮像される前眼部像の輝度情報に基づいて瞳孔部分及び虹彩部分の模様を抽出し、該抽出した虹彩部分に対する瞳孔部分の輝度差又は虹彩内の模様の輝度差が最大又は所定の基準を上回るように前記設定値を調整することを特徴とする角膜手術装置。
- [3] レーザ光源からのレーザ光の照射位置を患者眼角膜上で移動可能なレーザ照射光学系と、患者眼の前眼部像を照明する照明光学系及び該照明光学系により照明された前眼部像を撮像する撮像カメラを持ち、該撮像カメラにより撮像された前眼部像の虹彩模様パターンに基づいて手術中の眼球回旋を含む患者眼の位置変化を検知する眼位置変化検知ユニットとを備え、前記眼位置変化検知ユニットの検知結果に基づいてレーザ照射光学系により照射されるレーザ光の照射位置を患者眼の動きに追尾させ、レーザ光の照射により角膜を所期する形状にアブレーションする角膜手術装置において、

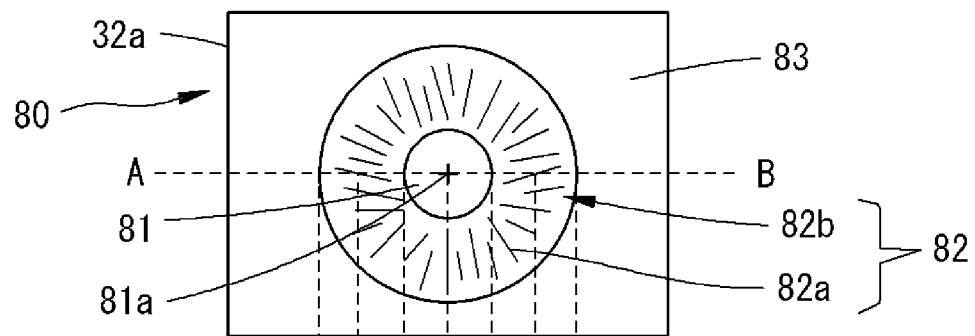
患者眼に可視光を投光する投光光学系と、前記眼位置変化検知ユニットにより患者眼の位置変化の基準とされる虹彩模様パターンを取得したときの瞳孔サイズに対して虹彩模様パターンを検知可能な瞳孔サイズの変動の許容範囲を設定する設定手段とを備え、

さらに、前記撮像カメラによって撮像された前眼部像を表示する表示手段を持ち、該表示手段に表示される前眼部像に重畳させて表示させると共に、前眼部像の瞳孔中心を基準にして前記設定手段により設定された瞳孔サイズの変動の許容範囲を示すガイドマークを表示する表示制御手段と、前記投光光学系の光量を手動により変化させる操作スイッチを持つ光量調整手段とを備えるか、

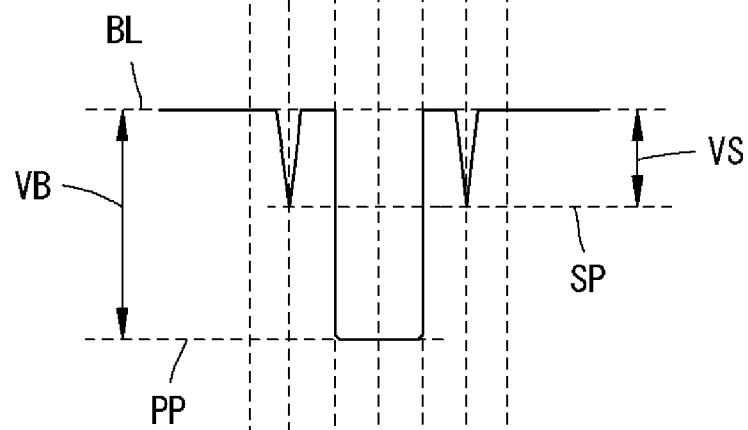
又は前記設定手段により設定された瞳孔サイズの変動の許容範囲に対して前記眼位置変化検知ユニットにより検知される瞳孔サイズが外れるか否かを判定し、該判定結果に基づいて前記投光光学系の光量を自動調整する光量調整手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

[図2]

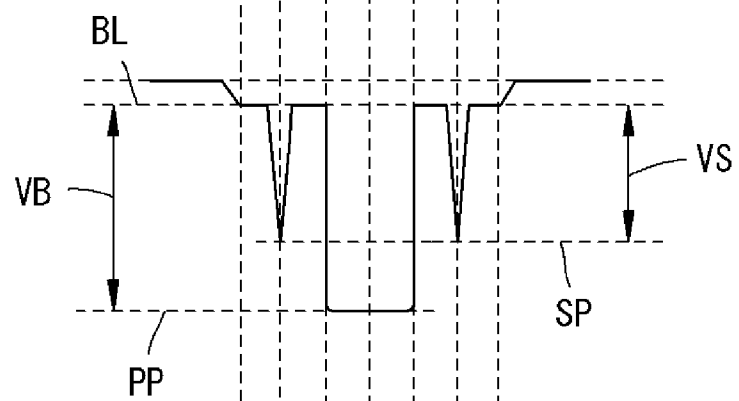
(a)



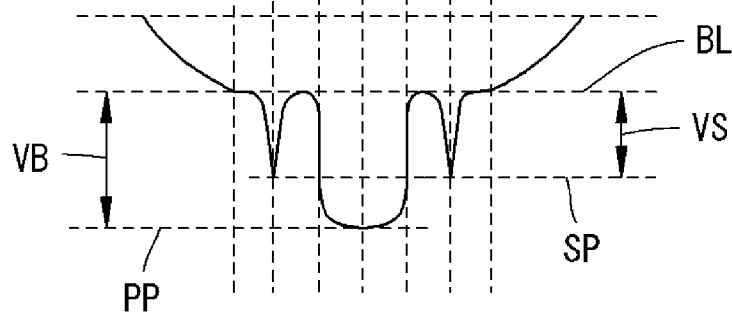
(b)



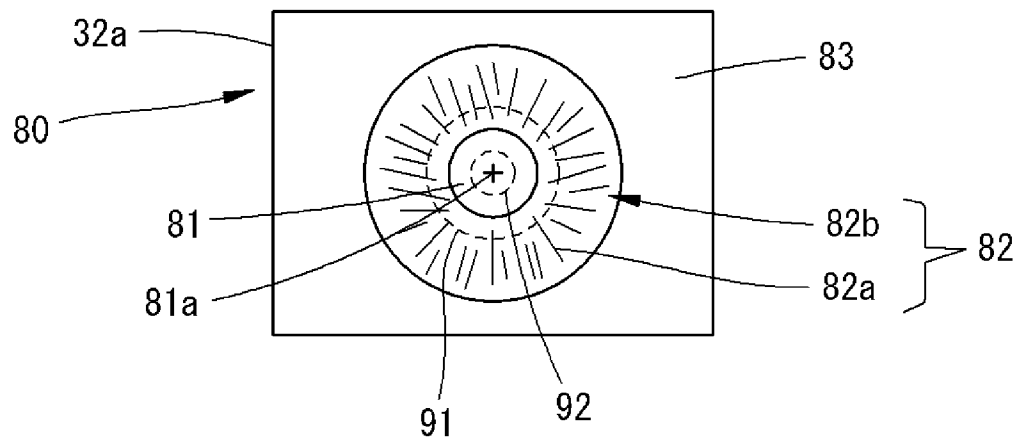
(c)



(d)



[図3]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/073105

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F9/007(2006.01) i, A61B3/11(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)

A61F9/007, A61B3/11

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	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-511206 A (Technolas GmbH Ophthalmologische Systeme), 25 March, 2003 (25.03.03), Full text; all drawings & WO 2001/028476 A1 & DE 19950791 A1	1-3
Y	JP 6-18774 A (Nikon Corp.), 28 January, 1994 (28.01.94), Par. Nos. [0043] to [0050], [0070] to [0072]; Figs. 4 to 11 & US 5640610 A	1-3

☐ 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
17 December, 2007 (17.12.07)

Date of mailing of the international search report
25 December, 2007 (25.12.07)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61F9/007(2006.01)i, A61B3/11(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. A61F9/007, A61B3/11

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 0 7 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 7 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 7 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 請求の範囲の番号
Y	JP 2003-511206 A (テクノラス ゲーエムベアーハー オフタル モ ロギッシェ システム) 2003.03.25, 全文, 全図 & WO 2001/028476 A1 & DE 19950791 A1	1-3
Y	JP 6-18774 A (株式会社ニコン) 1994.01.28, 【0043】 - 【0050】 及 び 【0070】 - 【0072】 段落, 第 4-11 図 & US 5640610 A	1-3

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

1 7 . 1 2 . 2 0 0 7

国際調査報告の発送日

2 5 . 1 2 . 2 0 0 7

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)

土田 嘉一

3 I

9 8 2 5

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