

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-152469

(P2012-152469A)

(43) 公開日 平成24年8月16日(2012.8.16)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 H

A 6 1 F 9/007 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 Z

A 6 1 F 9/00 5 5 0

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-15779 (P2011-15779)
(22) 出願日 平成23年1月27日 (2011.1.27)

(71) 出願人 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 羽根渕 昌明
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 遠藤 雅和
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 滝井 通浩
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 砂田 力
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

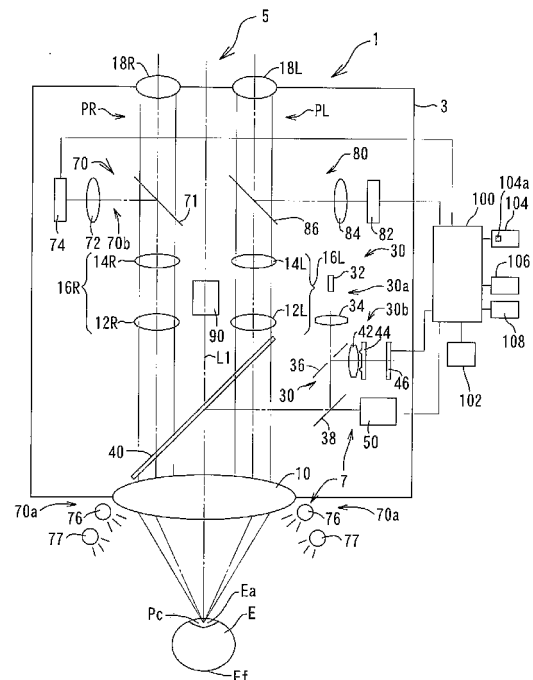
(54) 【発明の名称】 眼科用手術顕微鏡

(57) 【要約】

【課題】 精度の高い眼内レンズ手術を行うために有用な手術顕微鏡を提供する。

【解決手段】 手術時における患者眼を観察するための観察光学系と、手術位置に配置された患者眼の角膜形状を測定する角膜形状測定手段と、角膜形状測定手段によって得られた測定結果に基づいて眼内レンズ手術をガイドするためのガイド情報を出力するガイド手段と、を備える。さらに、ガイド手段は、前記測定手段によって得られた乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成し、観察光学系によって観察される観察像に重畳表示する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

手術時における患者眼を観察するための観察光学系と、
手術位置に配置された患者眼の角膜形状を測定する角膜形状測定手段と、
角膜形状測定手段によって得られた測定結果に基づいて眼内レンズ手術をガイドするためのガイド情報を出力するガイド手段と、
を備える眼科用手術顕微鏡。

【請求項 2】

前記ガイド手段は、前記測定手段によって得られた乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成し、観察光学系によって観察される観察像に重畳表示することを特徴とする請求項 1 の眼科用手術顕微鏡。

10

【請求項 3】

手術位置に配置された患者眼の眼軸長を測定する眼軸長測定手段を備えることを特徴とする請求項 2 の眼科用手術顕微鏡。

【請求項 4】

前記眼軸長測定手段は、光干渉計を備え、患者眼の水晶体が除去された後の眼軸長を測定することを特徴とする請求項 3 の眼科用手術顕微鏡

【請求項 5】

前記ガイド手段は、物質を眼に注入する前の患者眼の特性を予め取得し、その後、前記角膜形状測定手段又は前記眼軸長測定手段の少なくともいずれかによって取得される測定結果と比較可能に出力することを特徴とする請求項 4 の眼科用手術顕微鏡。

20

【請求項 6】

角膜形状測定手段は、手術位置に配置された患者眼の切開前の角膜形状を測定し、
前記ガイド手段は、切開前に測定された乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成することを特徴とする請求項 5 の眼科用手術顕微鏡。

【請求項 7】

角膜形状測定手段は、手術位置に配置された患者眼の眼内レンズ挿入後の角膜形状を測定し、

前記ガイド手段は、眼内レンズ挿入後に測定された乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成することを特徴とする請求項 6 の眼科用手術顕微鏡。

30

【請求項 8】

前記観察光学系は、術者が覗く接眼レンズを有する顕微鏡部、患者眼の観察像を撮像するための撮像素子を有する撮像光学系、の少なくともいずれかを備えることを特徴とする請求項 7 の眼科用手術顕微鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、眼科手術に用いられる眼科用手術顕微鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

40

近年では、眼内レンズの一つとして、乱視矯正に対応した T O R I C - I O L が現れている。この場合、術者は、角膜形状測定装置（特許文献 1 参照）を用いて患者眼（手術眼）の乱視軸を予め測定しておき、その後、専用の部材を用いて患者眼の水平軸方向に第一のマーキングをし、さらに、第一のマーキングを基準として、患者眼の乱視軸に対応する位置に第二のマーキングを施し、この第二のマーキングと I O L の軸が合うように眼内レンズを眼内に挿入する。

【0003】

しかしながら、角膜形状を測定する時とマーキングを施す時とで被検者の体勢が変化し、乱視軸に対応する位置にマーキングを適正に施すことができず、挿入位置がずれてしまう可能性がある。

50

【 0 0 0 4 】

眼内レンズ手術においては、術者は、手術顕微鏡を見ながら、眼内レンズの手術を行う（特許文献 2 参照）。特許文献 2 には、オートレフラクトメータとオートケラトメータが設けられた手術顕微鏡が開示されている。

【 0 0 0 5 】

特許文献 2 の装置は、水晶体の摘出後における眼屈折力と角膜形状を測定している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 3 - 1 6 9 7 7 8 号 公 報

10

【 特許文献 2 】 特開平 5 - 1 1 1 4 6 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

眼科用手術顕微鏡においては、眼内レンズの手術を精度良く行なう構成が望まれる。例えば、乱視軸の変動、粘弾性物質などが考慮される必要がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記問題点を鑑み、精度の高い眼内レンズ手術を行うために有用な眼科用手術顕微鏡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 】

20

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

(1)

手術時における患者眼を観察するための観察光学系と、
手術位置に配置された患者眼の角膜形状を測定する角膜形状測定手段と、
角膜形状測定手段によって得られた測定結果に基づいて眼内レンズ手術をガイドするためのガイド情報を出力するガイド手段と、
を備える。

(2)

30

前記ガイド手段は、前記測定手段によって得られた乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成し、観察光学系によって観察される観察像に重畳表示することを特徴とする (1) の眼科用手術顕微鏡。

(3)

手術位置に配置された患者眼の眼軸長を測定する眼軸長測定手段を備えることを特徴とする (2) の眼科用手術顕微鏡。

(4) 前記眼軸長測定手段は、光干渉計を備え、患者眼の水晶体が除去された後の眼軸長を測定することを特徴とする (3) の眼科用手術顕微鏡

(5)

前記ガイド手段は、物質を眼に注入する前の患者眼の特性を予め取得し、その後、前記角膜形状測定手段又は前記眼軸長測定手段の少なくともいずれかによって取得される測定結果と比較可能に出力することを特徴とする (4) の眼科用手術顕微鏡。

40

(6)

角膜形状測定手段は、手術位置に配置された患者眼の切開前の角膜形状を測定し、
前記ガイド手段は、切開前に測定された乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成することを特徴とする (5) の眼科用手術顕微鏡。

(7)

角膜形状測定手段は、手術位置に配置された患者眼の眼内レンズ挿入後の角膜形状を測定し、

前記ガイド手段は、眼内レンズ挿入後に測定された乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を

50

示すグラフィックを生成することを特徴とする(6)の眼科用手術顕微鏡。

(8)

前記観察光学系は、術者が覗く接眼レンズを有する顕微鏡部、患者眼の観察像を撮像するための撮像素子を有する撮像光学系、の少なくともいずれかを備えることを特徴とする(7)の眼科用手術顕微鏡。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、精度の高い眼内レンズ手術を行うことができる。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。図1は本実施形態に係る手術顕微鏡について説明する概略図である。なお、本実施形態においては、患者眼(眼E)の軸方向をZ方向、水平方向(患者の左右方向)をX方向、鉛直方向をY方向として説明する。

【0013】

手術顕微鏡1は、顕微鏡部5と、眼特性測定部7と、撮像光学系70bと、視野内表示系80と、制御部100と、を有する。各部5、7、70b、80は、筐体3内に内蔵されている。顕微鏡部5、撮像光学系70bは、手術時における眼Eを観察するための観察光学系の一つとして用いられる。

【0014】

顕微鏡部5は、例えば、眼Eから術者の右眼までの光路PRと、眼Eから術者の左眼までの光路PLと、を有し、双眼タイプの顕微鏡である(もちろん単眼タイプであってもよい)。顕微鏡部5は、光路PRと光路PLの間の共通光路に配置される対物レンズ10を有する。さらに、光路PRと光路PLのそれぞれに、レンズ12R、12L、レンズ14R、14L、接眼レンズ18R、18Lが配置されている。レンズ12Rとレンズ14Rのセットと、レンズ12Lとレンズ14Lのセットは、第1駆動部90によりそれぞれ光軸方向に移動され、一对のズーム系16R、16Lを形成する。可視光源77は、前眼部を可視光にて照明する。筐体3は、図示無きアームによってXYZ方向に移動可能であり、対物レンズ10の焦点位置が前眼部に置かれるように筐体3の位置が調整される。

【0015】

可視光源77から出射された照明光は、前眼部Eaを前方から照明する。前眼部での照明光の反射により取得される反射光は、対物レンズ10及びビームコンバイナ40を通過する。その後、光路PRを通過する光は、ズーム系16R、ビームスプリッタ71、接眼レンズ18Rを介して術者の右眼に達する。一方、光路PLを通過する光は、ズーム系16L、ビームコンバイナ40、接眼レンズ18Lを介して術者の左眼に達する。これにより、術者は、左右眼で接眼レンズ18R、18Lを覗くことにより、前眼部像を観察できる。

【0016】

眼特性測定部7は、眼屈折力、角膜形状、眼軸長の少なくともいずれかを測定する構成を有する。例えば、眼特性測定部7は、第1測定光学系(眼屈折力測定部)30、第2測定光学系(眼軸長測定部)50、第3測定光学系(角膜形状測定部)70と、を有する。

【0017】

第2測定光学系50は、例えば、手術位置に配置された患者眼の眼軸長を測定する。第2測定光学系50は、例えば、光干渉計を備え、患者眼の水晶体が除去された後の眼軸長を測定する。第3測定光学系70は、例えば、手術位置に配置された眼Eの角膜形状を測定する。

【0018】

<眼屈折力測定光学系> 第1測定光学系30は、他覚的に眼屈折力を測定するための光学系である。第1測定光学系30は、眼底Efに測定指標を投影し、その眼底反射光束を受光する。そして、その受光信号に基づいて眼Eの屈折力が測定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

第 1 測定光学系 3 0 は、例えば、投光光学系 3 0 a と受光光学系 3 0 b とを含む。投光光学系 3 0 a は、瞳孔中心 P c を介して眼底 E f にスポット指標を投光する。受光光学系 3 0 b は、スポット指標の眼底での反射によって取得される反射光を瞳孔周辺からリング状に取り出し、撮像素子 4 6 上にリング状の反射像を撮像させる。

【 0 0 2 0 】

投光光学系 1 0 a は、光源 3 2 , 投影レンズ 3 4 , ホールミラー 3 6 , ダイクロイックミラー 3 8 、ビームコンバイナ 4 0 、対物レンズ 1 0 を備える。光源 3 2 は、眼底 E f と略共役位置に配置され、ホールミラー 3 6 の開口は、眼 E の瞳孔と略共役位置に配置される。

10

【 0 0 2 1 】

受光光学系 1 0 b は、対物レンズ 1 0 ~ ホールミラー 3 6 までの光路を投光光学系 1 0 a と共用する。さらに、受光光学系 1 0 b は、コリメータレンズ 4 2 、リングレンズ 4 4 、及び撮像素子（例えば、CCD、CMOS等の二次元撮像素子）4 6 、を備える。撮像素子 4 6 は、対物レンズ 1 0 、レンズ 4 2 、リングレンズ 4 4 を介して眼底 E f と略共役位置に配置される。リングレンズ 4 4 は、円筒レンズがリング状に形成されたレンズ部と、レンズ部と同じ大きさのリング開口を持つ遮光部と、から構成され、眼 E の瞳孔と略共役位置に配置されている。撮像素子 4 6 からの出力信号は、制御部 1 0 0 に接続される。ダイクロイックミラー 3 8 は、眼屈折力を測定するための光を反射し、眼軸長を測定するための光を透過する特性を有する。

20

【 0 0 2 2 】

光源 3 2 から出射された測定光は、投影レンズ 3 4 , ホールミラー 3 6 、ダイクロイックミラー 3 8 、ビームコンバイナ 4 0 、対物レンズ 1 0 を介して瞳孔中心 P c を通過し、そして、光束が眼底 E f 上に投影される。

【 0 0 2 3 】

そして、眼底反射光は、対物レンズ 1 0 ~ ホールミラー 3 6 を経て、ホールミラー 3 6 の反射面により反射される。その後、眼底反射光は、コリメータレンズ 4 2 にて略平行光束（正視眼の場合）とされ、リングレンズ 4 4 によってリング状光束として取り出され、リング像として撮像素子 4 6 に受光される。

【 0 0 2 4 】

30

撮像素子 4 6 からの出力信号は、メモリ 1 0 2 に画像データ（測定画像）として記憶される。その後、制御部 1 0 0 は、メモリ 1 0 2 に記憶された画像に基づいて各経線方向に関し像位置を検出し、その後、最小二乗法等を用いて楕円近似を行う。そして、制御部 1 0 0 は、近似した楕円の形状から各経線方向の屈折誤差が求め、これに基づいて眼屈折値（S（球面度数）、C（柱面度数）、A（乱視軸角度））を測定する。取得された眼屈折力の情報は、メモリ 1 0 2 に記憶される。

【 0 0 2 5 】

なお、上記構成の他、瞳孔周辺部から眼底 E f にリング指標を投影し、瞳孔中心から反射光を取り出して、撮像素子上にリング像を受光させる方式、眼底にスリット光を投影する位相差方式、など種々の方式が採用可能である。なお、第 1 測定光学系 3 0 は、眼底 E f に測定光を投光し、眼底で反射された測定光を波面センサによって検出する眼収差計であってもよい。

40

【 0 0 2 6 】

< 眼軸長測定光学系 > 図 2 は第 2 測定光学系について説明する概略光学図である。第 2 測定光学系 5 0 は、光干渉計を用いて眼軸長を測定するための光学系である。眼軸長測定光学系 5 0 は、投光光学系 5 0 a 、受光光学系 5 0 b を有する。投光光学系 5 0 a は、測定光源 5 1 から出射された光を分割し、分割された光の一方を眼底に向けて投光する。受光光学系 5 0 b は、眼底で反射された一方の光と他方の光を合成させ、合成された干渉光を受光素子に導く。そして、投光光学系 5 0 a 及び受光光学系 5 0 b の少なくとも何れかの光路には、光軸方向に移動可能に配置された光学部材（例えば、第 1 三角プリズム 5

50

7) が、一方の光と他方の光の光路差を調整するために設けられている。

【0027】

例えば、投光光学系10aは、測定光源51（本実施例では、固視灯を兼ねる）、コリメータレンズ52、ビームスプリッタ（以下、ビームスプリッタ）55、第1三角プリズム（コーナーキューブ）57、第2三角プリズム59、偏光ビームスプリッタ61、1/4波長板58、ダイクロイックミラー38、ビームコンバイナ40、対物レンズ10、を備える。

【0028】

測定光源51は、低コヒーレント光を出射する。コリメータレンズ52は、測定光源51から出射された光を平行光とする。ビームスプリッタ55は、光源51から出射された光を分割する。第1三角プリズム（コーナーキューブ）57は、ビームスプリッタ55の透過方向に配置されている。第2三角プリズム59は、ビームスプリッタ55の反射方向に配置されている。

【0029】

例えば、受光光学系10bは、対物レンズ10、ビームコンバイナ40、ダイクロイックミラー38、1/4波長板58と、偏光ビームスプリッタ61と、集光レンズ63、受光素子65と、を有する。

【0030】

光源51から出射された光（直線偏光）は、コリメータレンズ52によってコリメートされた後、ビームスプリッタ55によって第1測定光と第2測定光とに分割される。そして、分割された光は、三角プリズム57（第1測定光）及び三角プリズム59（第2測定光）によって反射されて各々折り返された後、ビームスプリッタ55によって合成される。

【0031】

合成された光は、偏光ビームスプリッタ61によって反射され、1/4波長板58によって円偏光に変換される。その後、変換された光は、ダイクロイックミラー38、ビームコンバイナ40、及び対物レンズ10を介して、角膜と眼底に照射される。このとき、測定光は、角膜と眼底にて反射されると、1/2波長分位相が変換される。

【0032】

角膜反射光及び眼底反射光は、対物レンズ10、ビームコンバイナ40、ダイクロイックミラー38、1/4波長板58を介して偏光ビームスプリッタ61を通過する。その後、偏光ビームスプリッタ61を透過した反射光は、集光レンズ63によって集光された後、受光素子65によって受光される。

【0033】

なお、三角プリズム57は、光路長を変更させるための光路長変更部材として用いられ、駆動部67（例えば、モータ）の駆動によってビームスプリッタ55に対して光軸方向に直線的に移動される。この場合、光路長変更部材は、三角ミラーであってもよい。また、プリズム57の駆動位置は、位置検出センサ69（例えば、ポテンショメータ、エンコーダ、等）によって検出される。

【0034】

なお、上記説明においては、角膜反射光と眼底反射光を干渉させる構成としたが、これに限るものではない。すなわち、光源から出射された光を分割するビームスプリッタ（光分割部材）と、サンプルアームと、レファレンスアームと、干渉光を受光するための受光素子と、を有し、サンプルアームを介して患者眼に照射された測定光とレファレンスアームからの参照光とによる干渉光を受光素子により受光する光干渉光学系を備える眼軸長測定装置であってもよい。この場合、サンプルアーム及びレファレンスアームの少なくともいずれかに光路長変更部材が配置される。

【0035】

また、上記構成においては、プリズム57を直線的に移動させることにより参照光の光路長を変化させるものとしたが、これに限るものではなく、回転反射体による光遅延機構

10

20

30

40

50

により参照光の光路長を変化させる構成であっても、本発明の適用は可能である（例えば、特開 2005-160694 号公報参照）。

【0036】

測定開始のトリガ信号が自動又は手動にて出力されると、制御部 100 は、測定光源 1 を点灯し、投光光学系 50a を用いて測定光を眼に照射する。そして、制御部 100 は、眼での測定光の反射によって取得される反射光を受光素子 65 に受光させる。

【0037】

制御部 100 は、駆動部 67 の駆動を制御し、第 1 三角プリズム 57 を往復移動させる。そして、制御部 100 は、受光素子 65 から出力される受光信号に基づいて、受光素子 65 によって干渉光が検出されたタイミングを元に、眼軸長を算出する。取得された眼軸長の情報は、メモリ 102 に記憶される。

10

【0038】

水晶体が除去された後の眼軸長を測定する場合、手術顕微鏡 1 が第 1 測定光学系 30 及び第 3 測定光学系 70 を備えている構成であれば、制御部 100 は、取得された眼屈折力と角膜形状に基づいて眼軸長を間接的に算出するようにしてもよい。

【0039】

<角膜形状測定光学系及び撮像光学系> 第 3 測定光学系 70 は、投光光学系 70a と、撮像光学系 70b と、を有する（図 1 参照）。例えば、投光光学系 70a は、投光光源 76 を有し、例えば、角膜形状（曲率、乱視軸角度、等）を測定するための測定指標を角膜 E c に投影する。投光光学系 70a は、例えば、リング指標を投影する。また、光軸 L 1 を中心とする同一円周上に少なくとも 3 つ以上の点光源が配置されていればよく、間欠的なリング光源であってもよい。さらに、複数のリング指標を投影するブラチド指標投影光学系であってもよい。光源 76 には、例えば、赤外光または可視光を発する光源（LED、SLD など）が使用される。以下の説明では、投光光学系 70a は、赤外光を用いた前眼部の照明を兼用する。

20

【0040】

例えば、撮像光学系 70b は、対物レンズ 10、ズーム系 16R、ダイクロイックミラー 71、撮像レンズ 72、二次元撮像素子 74、を有する。二次元撮像素子 74 は、前眼部と略共役位置に配置されている。ダイクロイックミラー 71 は赤外光を反射して可視光を透過する特性を有する。

30

【0041】

撮像光学系 70b は、光源 76 から発せられた測定光の角膜での反射によって取得される角膜反射像を撮像する。さらに、本実施形態では、撮像光学系 70b は、投光光学系 70a によって照明された眼 E の前眼部像 E a を撮像する。

【0042】

図 3 は前眼部観察系によって取得された前眼部像を示す図である。制御部 100 は、撮像素子 74 から出力される撮像信号に基づいて、リング指標 R を含む前眼部画像を取得し、メモリ 102 に記憶させる。

【0043】

制御部 100 は、メモリ 102 に記憶された前眼部画像におけるリング指標像 R に基づいて角膜形状（例えば、強主経線方向及び弱主経線方向における角膜曲率、乱視軸角度、等）を算出し、測定結果をメモリ 102 に記憶する。なお、角膜乱視眼の場合、指標像 R が楕円形状となるため、制御部 100 は、その長径方向及び短径方向を検出することにより乱視軸角度を求める。

40

【0044】

なお、第 3 測定光学系 70 としては、角膜に測定光を投光し、角膜で反射された測定光を受光して角膜のトポグラフィーを計測する角膜トポグラフィー測定デバイスであってもよい。

【0045】

制御部 100 は、撮像光学系 70b をアイトラッカーとして用い、眼 E の移動情報を検

50

出するようにしてもよい。例えば、制御部 100 は、撮像素子 74 から出力される撮像信号に基づいて、眼の回旋状態及び X Y 方向に関する位置ずれの少なくともいずれかを画像処理により検出する。例えば、眼 E の特徴点（例えば、虹彩の輪郭）が抽出され、随時取得される画像が比較されることにより、眼 E の移動が検出される。なお、2つの画像間の位置ずれを検出する手法としては、種々の画像処理手法（各種相関関数を用いる方法、フーリエ変換を利用する方法、特徴点のマッチングに基づく方法）を用いることが可能である。眼の回旋情報は、例えば、前眼部像における血管、虹彩等の特徴部位の回転方向及び回転量を画像処理により取得することによって検出される。

【0046】

< 視野内表示系 80 > 視野内表示系 80 は、手術に関連する情報を顕微鏡部 5 の視野内に表示するために設けられている。視野内表示系 80 は、表示部 82、投影レンズ（投影レンズ系）84、ハーフミラー 86 を有する。表示部 82 には、例えば、LCD、有機 EL、液晶プロジェクターなどの表示デバイスが用いられる。ハーフミラー 86 は、光路 PL に配置され、前眼部照明によって照明された眼 E からの反射光と、表示部 82 からの投影光とを合成する。

【0047】

図 4、図 5 は接眼レンズ 18 L での観察画像の例であり、顕微鏡画像と表示画像が重畳された状態を示す例である。術者が顕微鏡部 5 を覗くとき、術者は、光路 PL を介して直接観察される顕微鏡画像 200 と、表示部 82 に電子的に表示された表示画像 300 とを重ねた状態で視認する。

【0048】

制御部 100 は、眼特性測定部 7 によって測定された測定結果を表示部 82 に表示する。例えば、制御部 100 は、眼屈折力 SCA、角膜形状 K、眼軸長 AL を測定結果として表示部 82 の画面上に表示する。これにより、検者は、顕微鏡画像と共に、眼 E の特性を確認できる。そして、検者は、測定結果を手術に利用できる。

【0049】

制御部 100 は、眼特性測定部 7 によって得られた測定結果に基づいて眼内レンズ手術をガイドするためのガイド情報を視野内表示系 80 に出力する。例えば、制御部 100 は、ガイドパターンを生成し、顕微鏡部 5 によって取得される観察画像に重畳させる。例えば、ガイドパターンが表示部 82 に電子的に表示され、そのガイドパターンは、ハーフミラー 86 を介して、観察像と共に術者眼に呈示される。

【0050】

例えば、制御部 100 は、眼特性測定部 7 によって得られた乱視軸情報に基づいて眼 E の乱視軸情報を示すグラフィックを生成し、顕微鏡部 5 によって観察される観察像に重畳表示する。手術位置に配置された眼 E の切開前の角膜形状が眼特性測定部 7 によって測定され、制御部 100 は、切開前に測定された乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成する。また、手術位置に配置された眼 E の眼内レンズ挿入後の角膜形状が眼特性測定部 7 によって測定され、制御部 100 は、眼内レンズ挿入後に測定された乱視軸情報に基づいて乱視軸情報を示すグラフィックを生成する。

【0051】

なお、前眼部像に重畳されるガイドとしては、例えば、眼 E の強主経線方向に対応する方向にガイドパターン（図 4 のライン K1、図 5 のライン K2 参照）が表示される。また、ガイドとして、眼内レンズの形状を模したガイドパターンを用いることによって IOL の配置位置が容易に調整される。好ましくは、制御部 100 は、撮像光学系 70 から取得された眼の回旋情報に基づいてガイドパターンの生成角度を補正する。なお、制御部 100 は、ガイドパターンを表示するか否かを選択できる（例えば、操作部 104 からの操作信号に基づく）。

【0052】

制御部 100 は、眼特性測定部 7 を制御して、物質を眼 E に注入する前の眼 E の特性を予め取得し、その後、眼特性測定部 7 によって取得される眼 E の特性と比較可能に表示す

10

20

30

40

50

る。これにより、注入前の眼特性と注入後の眼特性が比較される。

【 0 0 5 3 】

視野内表示系 8 0 としては、ヘッドマウンドディスプレイが用いられてもよい。この場合、制御部 1 0 0 は、撮像素子 7 4 によって取得された前眼部像上に、手術に関連する情報が重畳して表示される。

【 0 0 5 4 】

また、視野内表示系 8 0 について、顕微鏡部 5 を覗く術者の視野内に手術関連情報を表示する構成であればよい。例えば、視野内表示系 8 0 としては、ガイドパターン像を前眼部上に光学的に投影するための投影光学系を用いるようにしてもよい。ここで、前眼部に投影されたパターン像は、前眼部で反射された後、観察光路 P L を通過し、観察像と共に術者眼に呈示される。

10

【 0 0 5 5 】

< 制御系 > 制御部 1 0 0 は、装置全体の制御処理、眼特性の算出及び I O L パワーの算出のために演算処理などを行う。制御部 1 0 0 は、第 1 駆動部 9 0 、可視光源 7 7 、光源 3 2 、撮像素子 4 6 、光源 5 1 、受光素子 6 5 、駆動部 6 7 、位置検出センサ 6 9 、投光光源 7 6 、撮像素子 7 4 、表示部 8 2 、メモリ 1 0 2 、操作部（コントロール部）1 0 4 、外部ディスプレイ 1 0 6 、入力装置 1 0 8 に接続されている。

【 0 0 5 6 】

メモリ 1 0 2 は、記憶部として用いられる。操作部 1 0 4 は、手動にて操作され、例えば、眼特性測定部 7 の各測定光学系に対して測定開始のトリガを手動にて入力するためのスイッチ 1 0 4 a が設けられている。この場合、各測定光学系に対応するスイッチがそれぞれ配置された構成であってもよいし、単一のスイッチによって複数の測定光学系が作動される構成であってもよい。なお、スイッチ 1 0 4 a は、顕微鏡部 5 を覗く術者の手が届く位置（例えば、筐体 3 ）に配置されるのが好ましい。

20

【 0 0 5 7 】

制御部 1 0 0 は、撮像素子 7 4 によって撮像された前眼部像、眼特性測定部 7 によって測定された各測定結果、他の手術関連情報の少なくともいずれかを外部ディスプレイ 1 0 6 の画面上に表示する。他の手術関連情報として、誘発乱視情報、座った状態で計測された眼 E の特性（眼屈折値、角膜曲率、眼軸長など）などが考えられる。他の手術関連情報は、入力装置 1 0 8 を介して制御部 1 0 0 に入力される。なお、制御部 1 0 0 は、外部ディスプレイ 1 0 6 の画面上に表示される各手術関連情報を表示部 8 2 に表示するようにしてもよい。

30

【 0 0 5 8 】

I O L 手術の手順について簡単に説明する。事前準備として、術者は、検者を椅子に座らせ、I O L 手術に関連した眼 E の情報（例えば、角膜形状、眼屈折力、眼軸長、など）を取得する。そして、取得された眼 E の情報に基づいて、眼内に挿入される I O L が決定される。

【 0 0 5 9 】

事前に、眼屈折力を測定するための装置としては、例えば、オートレフラクトメータ、眼収差計（波面センサ）などが用いられる。角膜形状を測定するための装置としては、オートケラトメータ、角膜トポグラフィ測定装置などが用いられる。眼軸長を測定するための装置としては、例えば、光又は超音波を用いた装置が考えられる。

40

【 0 0 6 0 】

実際に手術を行う場合、術者は、眼 E を手術位置に配置するため、手術台の上に患者を仰向けで寝かせる。そして、術者は、手術顕微鏡を覗きながら、手術を行う。まず、術者は、眼 E を切開した後、眼 E の組織を保護するために粘弾性物質を眼内に注入する。その後、術者は、白内障手術装置を用いて白濁した水晶体の核を破碎して除去する。

【 0 0 6 1 】

そして、術者は、粘弾性物質を眼内に追加した後、インジェクターを用いて水晶体嚢に I O L を挿入する。そして、術者は、ピンセットを用いて I O L の位置を調整する。トー

50

リックレンズの場合、眼Eの乱視が矯正されるようにIOLの角度を調整する。IOLの調整が完了したら、術者は、粘弾性物質を取り除き、その代わりとして生理食塩水を眼内に注入する。その後、術者は、傷口を縫合する。

【0062】

なお、白内障手術装置としては、超音波を用いて核を乳化吸引するハンドピースを備える装置が一般的であるが、近年では、フェムト秒レーザを用いて水晶体の核を破壊する装置も提案されている。

【0063】

本実施形態に係る手術顕微鏡は、眼特性測定部7、撮像光学系70bを備えるため、患者が寝た状態での眼特性、眼Eの画像が得られる。例えば、制御部100は、測定部7の各測定光学系を制御し、眼Eの眼屈折力、角膜形状、眼軸長を随時測定し、得られた測定結果をメモリ102に記録する。制御部100は、撮像光学系70bを制御し、眼Eを随時撮像し、撮像画像をメモリ102に記録する。このとき、制御部100は、同じタイミングで取得された測定結果と撮像画像を互いに対応付けし、メモリ102に記録する。

10

【0064】

そして、制御部100は、得られた測定結果を表示部82に表示し、眼Eの画像と重畳させる。もちろん、制御部100は、得られた測定結果及び撮像画像を外部ディスプレイ106の画面上に表示してもよい。

【0065】

なお、制御部100は、手術の各ステップと測定結果を対応付けるようにしてもよい。例えば、制御部100は、切開前、切開後、第1の粘弾性物質注入、水晶体除去、第2の粘弾性物質注入、眼内レンズ挿入、眼内レンズ位置決め、生理食塩水注入、手術完了、の少なくともいずれかのステップにて得られた測定値を記憶する。

20

【0066】

制御部100は、自動的に発せられたトリガ信号に基づいて眼特性測定部7を制御し、眼Eを測定する。例えば、制御部100は、経時的（例えば、連続的、所定時間毎、）に眼Eの特性を得るようにしてもよい。また、制御部100は、手動で操作されるスイッチ104aから出力される操作信号をトリガとして眼特性測定部7を動作させ、その時点での眼Eの特性を逐次取得するようにしてもよい。

【0067】

<切開前の測定> 本実施形態に係る手術顕微鏡は、上記IOL手術を効果的に支援できる。第1の手法としては、例えば、制御部100は、トリガ信号に基づいて測定部7を制御し、眼が手術位置に配置され、かつ、切開される前の眼Eの特性を得る。

30

【0068】

図4は接眼レンズ18Lでの観察画像の例であり、切開前の顕微鏡画像と表示画像が重畳された状態を示す例である。例えば、制御部100は、第3測定光学系70を用いて切開前の眼Eの乱視軸角度を測定し、算出された軸角度に関する情報を表示部82に出力する。算出された軸角度情報は、例えば、トーリックIOLを眼内に配置するときのガイドとして利用される。制御部100は、前述の乱視軸方向の検出結果を用いて角膜乱視軸方向を示す乱視軸指標（図4のラインK1参照）を表示する。

40

【0069】

例えば、制御部100は、前述のように算出された乱視軸角度に対応するラインK1の表示角度を求め、リング指標R2の中心（視野内表示系80の光軸）を通るようにラインK1を合成する。なお、乱視軸指標（K1）は、例えば、眼Eの角膜の強主経線方向を示すように表示される。指標の形状は、ラインに限定されず、例えば、制御部100は、眼内レンズを模したグラフィックを表示部82に表示し、眼Eの角膜乱視軸に応じてグラフィックの表示角度を調整するようにしてもよい。

【0070】

制御部100は、眼の切開後、手術中において乱視軸指標（K1）を表示部82に表示する。特に、IOLの挿入時、眼内レンズの位置決め時での表示が好ましい。これにより

50

、術者は、トーリック IOL の位置決めを容易に行うことができる。寝ている状態と座っている状態の間で乱視軸がずれる場合があっても、術者は、適正な位置に IOL を配置できる。また、座っている状態から寝ている状態に移動したときに生じる眼の回旋の影響を回避できる。

【0071】

なお、制御部 100 は、前述のように取得される眼 E の移動情報に基づいて乱視軸指標 (K1) の表示角度を補正するようにしてもよい。例えば、制御部 100 は、寝た状態で角膜形状を測定したときに取得された前眼部像と、手術中に随時取得される前眼部像とを画像処理により比較し、比較結果に基づいて眼 E の回旋情報を検出する。そして、制御部 100 は、検出された眼の回旋情報に基づいて乱視軸指標 (K1) の表示角度を補正する。なお、制御部 100 は、XY 方向に関する眼 E の移動を検出し、検出結果に基づいて XY 方向に指標 (K1) の表示位置を補正するようにしてもよい。

10

【0072】

制御部 100 は、上記のように取得される切開前 (かつ寝た状態) の眼 E の特性を IOL 計算式に代入することにより、IOL のパワーを算出するようにしてもよい。この場合、制御部 100 は、寝た状態と座っている状態の両方の測定値を組み合わせてもよい。また、制御部 100 は、切開前 (かつ寝た状態) の角膜曲率、眼軸長に基づいて IOL のパワーを算出するようにしてもよい。

【0073】

このようにすれば、眼内レンズが挿入される体勢での測定値に基づいて IOL のパワーが算出されるため、適正な矯正が可能となる。例えば、寝ている状態と座っている状態の間で角膜曲率が変化してしまう場合があっても、術者は、適正な IOL 値を算出できる。

20

【0074】

また、制御部 100 は、入力装置 108 を介して、座った状態で得られた眼 E の特性を取得する。そして、制御部 100 は、座った状態と寝た状態との間の測定値 (例えば、例えば、角膜形状、眼屈折力、眼軸長) を比較可能に表示部 82 に出力する。表示手法としては、座った状態と寝た状態の測定値の並列表示、座った状態と寝た状態の測定値のいずれの表示、などが考えられる。このようにすれば、寝ている状態と座っている状態の間で、測定値のずれが大きい場合、そのずれを考慮して手術できる。

【0075】

30

角膜の乱視軸角度を例に挙げれば、軸角度のずれが大きい場合、制御部 100 は、寝ている状態での角膜乱視軸を用いて、トーリックレンズの配置角度を決定する。そして、制御部 100 は、決定された配置角度を前述のガイドパターンに反映させる。この場合、体勢の変化による眼の回旋を考慮するべく、制御部 100 は、強膜の血管、虹彩、マーキング等の特徴点に対する軸角度を基準として乱視軸角度を比較してもよい。また、角膜曲率を例に挙げれば、曲率のずれが大きい場合、制御部 100 は、寝ている状態での角膜曲率を用いて、IOL のパワーを算出する。

【0076】

なお、IOL のパワーを算出する場合、制御部 100 は、寝ている状態と座っている状態での両方の測定値を組み合わせてパワーを算出するようにしてもよい。例えば、寝ている状態での角膜曲率と、座っている状態での眼軸長とに基づいて IOL のパワーを算出する。

40

【0077】

< 切開の開始後、手術の終了前までの測定 > 第 2 の手法としては、制御部 100 は、眼 E が切開されてから手術が終了する前までの眼 E の特性を得る。第 2 の手法の説明においては、切開前の測定値は、座った状態での測定値、寝た状態での測定値を含む。

【0078】

制御部 100 は、水晶体の核が除去された後の眼 E の特性を得る。例えば、制御部 100 は、核が除去された状態で眼 E の眼軸長を測定し、測定された眼軸長値に基づいて IOL のパワーを算出する。核が除去されると、粘弾性物質が注入される。制御部 100 は、

50

眼内物質の一部が粘弾性物質であることが考慮された眼内屈折率を用いて眼軸長を算出するのが好ましい。眼軸長は、「干渉計内に配置された光路長変更部材の走査距離（ Z ）／人眼屈折率」で算出されるので、制御部 100 は、粘弾性物質を考慮した屈折率に変更して測定値を得る。

【0079】

なお、白内障核が除去された状態で取得される眼軸長は、白内障核によって測定光が遮られることがなく、また、白内障の進行度による屈折率の変動に左右されない。これによれば、正確な眼軸長値が得られるので、眼 E の特性に合った IOL パワーが算出できる。したがって、眼 E が適正に矯正される。

【0080】

このとき、粘弾性物質が必要以上に注入されると、角膜が膨張し、角膜形状が変化する。結果的に、眼軸長が長くなる。

【0081】

制御部 100 は、粘弾性物質を注入する前での眼 E の眼特性（切開前又は切開後）を予め取得しておく。制御部 100 は、注入前の測定値と、注入後に随時取得される測定値とを比較可能に表示部 82 に出力する（例えば、並列表示、測定値間のずれ表示）。このとき、注入後の測定値は逐次更新され、比較表示は逐次更新される。取得する測定値としては、角膜形状、眼屈折力、眼軸長などが考えられる。

【0082】

制御部 100 は、例えば、注入前の角膜形状と、粘弾性物質の注入時における角膜形状（好ましくは角膜曲率）とを比較可能に表示部 82 に出力する。これにより、術者は、注入後と注入前との間の角膜形状のずれが許容範囲内に収まるように粘弾性物質を注入できる。この場合、制御部 100 は、各測定を並列表示してもよいし、測定値間のずれを表示してもよい。また、制御部 100 は、測定値間のずれをグラフィックにて表示するようにしてもよい。このとき、制御部 100 は、粘弾性物質の注入量をメモリ 104 に記憶するようにしてもよい。

【0083】

これにより、粘弾性物質の注入時において角膜形状が調整されるため、粘弾性物質の過不足による眼軸長の変動を回避できる。これによれば、さらに、正確な眼軸長値が得られるので、眼 E の特性に合った IOL を用意できる。

【0084】

また、制御部 100 は、切開前と切開後との間の測定値（例えば、並列表示、測定値の差の表示）を比較可能に表示するようにしてもよい。制御部 100 は、切開前の眼 E の眼特性を予め取得しておく。

【0085】

このとき、制御部 100 は、切開前の眼 E の眼特性と、切開後に随時取得される眼特性との間の測定値を比較可能に表示部 82 に出力する。このとき、切開後の測定値は逐次更新され、比較表示は逐次更新される。

【0086】

このようにすれば、切開前と切開後の状態での測定値（例えば、角膜形状、眼屈折力、眼軸長）の変化量が得られる。例えば、粘弾性物質が眼内に注入されたとき、制御部 100 は、眼 E の特性を取得し、粘弾性物質が注入された後の測定値の変化を求める。

【0087】

上記第 2 の手法について、IOL のアライメント後、生理食塩水が眼内に注入されたとき、制御部 100 は、眼 E の特性を取得し、生理食塩水が注入された後の測定値の変化を求めるようにしてもよい。

【0088】

例えば、制御部 100 は、IOL のアライメントが行われた後の眼 E の特性を得る。ここで、IOL のアライメントが完了されると、生理食塩水が注入される。このとき、制御部 100 は、粘弾性物質を注入する前（切開前又は切開後）に得られた測定値と、生理食

10

20

30

40

50

塩水の注入を開始させた後に随時取得される測定値とを比較可能に表示部 8 2 に出力する（例えば、並列表示、測定値間の差の表示）。このとき、注入後の測定値は逐次更新され、比較表示は逐次更新される。取得する測定値としては、角膜形状、眼屈折力、眼軸長などが考えられる。

【 0 0 8 9 】

例えば、生理食塩水が必要以上に注入されると、角膜が膨張し、角膜形状が変化する。そこで、制御部 1 0 0 は、粘弾性物質を注入する前に取得された角膜曲率と、生理食塩水の注入後の角膜曲率とを比較可能に表示部 8 2 に出力する。これにより、術者は、これらの角膜形状のずれが許容範囲内に収まるように整理食塩水を注入できる。

【 0 0 9 0 】

また、制御部 1 0 0 は、手術前の眼軸長（座った状態、切開前、核除去後、など）と、生理食塩水の注入後の眼軸長を比較可能に表示部 8 2 に出力してもよい。これにより、術者は、生理食塩水の過度の注入を回避でき、眼 E は、挿入された眼内レンズに適した眼軸長に調整される。

【 0 0 9 1 】

< 手術完了後の測定 > 第 3 の手法としては、例えば、制御部 1 0 0 は、手術の完了後に眼 E の特性を得る。ここで、制御部 1 0 0 は、眼 E の特性として眼屈折力を測定し、測定結果を表示部 8 2 に出力する。これにより、術者は、所望する矯正結果が手術によって達成されたかどうかを確認でき、結果が不十分の場合、迅速に再手術を行うことができる。なお、手術の完了後とは、例えば、生理食塩水の注入後であってもよいし、縫合完了後であってもよい。

【 0 0 9 2 】

例えば、制御部 1 0 0 は、測定結果として、球面度数 S、乱視度数 C、乱視軸角度 A を表示する。また、波面センサを用いた場合、制御部 1 0 0 は、測定結果として収差マップを表示するようにしてもよい。

【 0 0 9 3 】

制御部 1 0 0 は、眼 E の特性として角膜形状を測定し、測定結果をモニタ 7 2 に出力する。図 5 は接眼レンズ 1 8 L での観察画像の例であり、I O L 挿入後の顕微鏡画像と表示画像が重畳された状態を示す例である。例えば、制御部 1 0 0 は、第 3 測定光学系 7 0 を用いて手術完了後（例えば、生理食品水の注入完了後）の眼 E の乱視軸角度を測定し、算出された軸角度に関する情報を表示部 8 2 に出力する。算出された軸角度情報は、例えば、トーリック I O L が手術後の角膜乱視軸に合っているかを確認するためのガイドとして利用される。例えば、制御部 1 0 0 は、前述の乱視軸方向の検出結果を用いて角膜乱視軸方向を示す乱視軸指標（図 5 のライン K 2 参照）を表示する。

【 0 0 9 4 】

また、制御部 1 0 0 は、測定部 7 によって注入前（好ましくは切開前）に取得された測定値と、測定部 7 によって手術完了後に取得された測定値とを比較可能に表示するようにしてもよい（例えば、並列表示、測定値間のずれ表示）。

【 0 0 9 5 】

例えば、制御部 1 0 0 は、注入前（好ましくは切開前）の角膜形状と、手術後の角膜形状を比較可能に表示する。これにより、手術による角膜形状の変化が良好に測定される。この場合、制御部 1 0 0 は、注入前（好ましくは切開前）の角膜の乱視軸角度と、注入後の角膜の乱視軸角度とを比較可能に表示するようにしてもよい（例えば、並列表示、測定値間のずれ表示）。これにより、手術による角膜乱視軸の変化を良好に測定できる。これにより、術者は、トーリック I O L の適正な配置位置について好適に評価できる。

【 0 0 9 6 】

例えば、制御部 1 0 0 は、注入前の眼軸長と、手術後の眼軸長を比較可能に表示する。これにより、手術による眼軸長の変化が良好に測定される。これにより、術者は、眼 E に適した I O L について好適に評価できる。

【 0 0 9 7 】

10

20

30

40

50

また、制御部 100 は、眼 E の特性として角膜形状及び眼軸長を測定し、測定結果をモニタ 72 に出力する。そして、制御部 100 は、得られた角膜形状及び眼軸長を用いて IOL のパワーを算出し、算出結果をモニタ 72 に出力する。その後、制御部 100 は、挿入された IOL に対応する第 1 光学特性と、術後の眼 E の特性に基づいて得られた IOL に対応する第 2 光学特性と、を比較可能に表示する（例えば、並列表示、光学特性間の差の表示）。

【0098】

第 4 の手法としては、制御部 100 は、多数の手術眼に関して、眼 E が手術位置に配置されてから手術が終了するまでの眼特性をメモリ 102 に記憶する。そして、得られた測定結果に基づいて、IOL 手術における眼特性の変化を示すデータベースが作成される。これにより、眼 E の測定結果を利用した矯正結果の予測が可能となる。

10

【0099】

例えば、手術前と手術時（手術後であってもよい）において角膜形状が変化する場合がありうる。ここで、上記データベースを用いて、手術前の角膜形状と、手術時の角膜形状との第 1 変化量が取得される。また、手術前と手術時（手術後であってもよい）において眼軸長が変化する場合がありうる。ここで、上記データベースを用いて、手術前の眼軸長と、手術時の眼軸長との第 2 変化量が取得される。

【0100】

そして、手術前の角膜形状と眼軸長に基づいて IOL のパワーが決定される場合、上記のように取得された第 1 の変化量、第 2 の変化量の少なくともいずれかが補正パラメータとして用いられる。例えば、制御部 100 は、手術前の角膜形状に対して第 1 の変化量を加えることにより手術時の予想角膜形状を算出する。そして、算出された予想角膜形状を用いて IOL のパワーを算出する。

20

【0101】

なお、上記実施形態において、眼特性測定部 7 として眼圧測定系を設けるようにしてもよい。この場合、眼圧測定系としては、例えば、角膜に対し超音波ビームを非接触にて送信し、超音波ビームによる角膜からの反射波を受信する送受信部を有する超音波探触子を備え、探触子によって受信された角膜反射波の特性に基づいて患者眼の眼圧を測定する構成が考えられる。超音波の場合、手術眼への影響が少ない点で好ましい。なお、これに限定されず、ノズルから角膜に向けて流体を噴射したときの角膜の変形状態を検出することにより非接触にて眼圧を測定する構成であってもよい。

30

【0102】

上記のように眼圧測定系を用いて手術中の眼圧を測定することにより、例えば、生理食塩水を注入する際の眼圧を適正に調整できる。

【図面の簡単な説明】

【0103】

【図 1】本実施形態に係る手術顕微鏡について説明する概略図である。

【図 2】第 2 測定光学系について説明する概略光学図である。

【図 3】前眼部観察系によって取得された前眼部像を示す図である。

【図 4】接眼レンズ 18 L での観察画像の例であり、切開前の顕微鏡画像と表示画像が重畳された状態を示す例である。

40

【図 5】接眼レンズ 18 L での観察画像の例であり、IOL 挿入後の顕微鏡画像と表示画像が重畳された状態を示す例である。

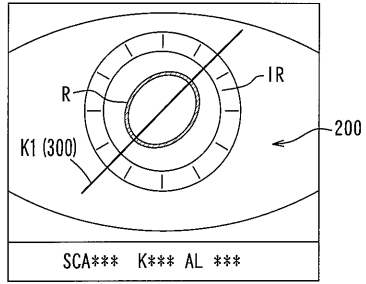
【符号の説明】

【0104】

- 1 手術顕微鏡
- 7 眼特性測定部
- 30 眼屈折力測定部
- 50 眼軸長測定部
- 70 角膜形状測定部

50

【 図 4 】



【 図 5 】

