

(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2017-832

(P2017-832A)

(43) 公開日 平成29年1月5日(2017.1.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 9/008 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 2 O	
A 6 1 F 9/007 (2006.01)	A 6 1 F 9/007 2 O O	
A 6 1 F 9/01 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 2 O E	
A 6 1 F 9/009 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 2 O F	
	A 6 1 F 9/01	
審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 12 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2016-176118 (P2016-176118)	(71) 出願人	502303382
(22) 出願日	平成28年9月9日 (2016.9.9)		カール ツアイス メディテック アクチ
(62) 分割の表示	特願2014-500291 (P2014-500291)		エンゲゼルシャフト
原出願日	平成24年1月3日 (2012.1.3)		ドイツ国 O 7 7 4 5 イエナ ゲシュビ
(31) 優先権主張番号	102011006085.5		ツツエル ストラッセ 5 1 - 5 2
(32) 優先日	平成23年3月25日 (2011.3.25)	(74) 代理人	100105957
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 恩田 誠
(31) 優先権主張番号	61/467, 712	(74) 代理人	100068755
(32) 優先日	平成23年3月25日 (2011.3.25)		弁理士 恩田 博宣
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100142907
			弁理士 本田 淳
		(72) 発明者	ゾンダーマン、マリオ
			ドイツ連邦共和国 O 1 7 3 1 クヴォー
			レン タールシュトラッセ 2 8
		最終頁に続く	

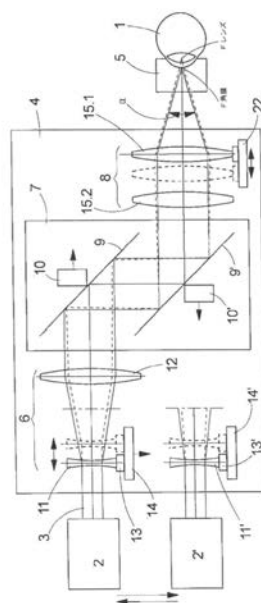
(54) 【発明の名称】 眼科用機器

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】角膜および目の水晶体の検査および外科的レーザー治療のため、目の中にレーザー光線を放射する眼科用機器を提供する。

【解決手段】眼科用機器は、レーザー光線用の光源 2 としてのフェムト秒レーザと、目 1 の方向に集束される光線 3 を出射する対物レンズ 8 と、光学のアセンブリとを備える。光学のアセンブリは、該対物レンズの前方に配置され、また対物レンズに対して動作可能であり、角膜の領域内か、または目の水晶体の領域内のいずれかにおいて、座標方向 X、Y、および Z における焦点位置を選択的に変化させるように構成され、対物レンズ自身は目に対して移動可能であるか、または目に対する位置が可変である少なくとも 1 つのレンズ群 15.1、15.2 を有し、少なくとも 1 つのレンズ群の位置の変化、または対物レンズ全体の位置の変化は、角膜の領域から目の水晶体の領域に、その逆に目の水晶体の領域から角膜の領域に焦点位置をシフトさせる。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

目の角膜および水晶体の検査および外科的レーザー治療のうちの少なくとも一方を行うために、目(1)の中にレーザー光線を放射する眼科用機器であって、

レーザー光線用の光源(2)としてのフェムト秒レーザーと、

光学入射システム(6)と、

目(1)の方向に集束される光線(3)を出射する対物レンズ(8)と、

光学的アセンブリとを備え、

前記光学的アセンブリは、光線方向で見て該対物レンズ(8)の前方に配置され、

前記光学的アセンブリは、前記対物レンズに対して動作可能であり、角膜の領域内か、
または目の水晶体の領域内のいずれかにおいて、座標方向X、Y、およびZにおける焦点
位置を選択的に変化させるように構成され、

目(1)の側部上の開口角 α は、光入射システム(6)内の屈折力の比の変化によって
変更可能であり、これにより前記光入射システム(6)から出射される光線(3')の直
径が変更可能であり、

焦点が目の水晶体の領域に位置する場合、前記開口角 α は、焦点が目の角膜の領域に位
置する場合よりも小さい、眼科用機器。

【請求項 2】

前記対物レンズ(8)の前方に、光線方向に沿って移動でき、移動の量だけ座標方向Z
の前記焦点位置を変化させる負の屈折力を有するレンズ(11)が配置され、

前記対物レンズ(8)の前方に、座標方向X、Yにおいて前記焦点位置を変化させるた
めの偏向デバイス(7)が配置され、

前記偏向デバイス(7)は、前記レンズ(11)と前記対物レンズ(8)との間に配置
される、請求項1に記載の眼科用機器。

【請求項 3】

目(1)の側部上の開口角 α の前記変化は、角膜の前記領域から目の水晶体の前記領域
に、またその逆に目の水晶体の前記領域から角膜の前記領域にシフトすることと関連付け
られる、請求項1に記載の眼科用機器。

【請求項 4】

角膜と目の水晶体との間の焦点のシフト量は、前眼房の個別の深さの関数である、請求
項3に記載の眼科用機器。

【請求項 5】

凹形接触面を有するコンタクト・ガラス(5)は角膜上に施されて目の移動を抑制する
、請求項1乃至4のいずれか1項に記載の眼科用機器。

【請求項 6】

集光レンズ(12)は、光線方向で見て負の屈折力を有するレンズ(11)の後方に配
置される、請求項1乃至5のいずれか1項に記載の眼科用機器。

【請求項 7】

レンズ(11)は、直線駆動機器(14)と結合される、請求項1乃至6のいずれか1
項に記載の眼科用機器。

【請求項 8】

前記対物レンズ(8)は、2つのレンズ群(15.1、15.2)に加えて、光源(2)
)の中間の実像を形成するためのレンズ(20)の入射群を備える、請求項1乃至7のい
ずれか1項に記載の眼科用機器。

【請求項 9】

偏向デバイス(7)は、

互いから一定の距離のところに配置され、互いに対して傾斜する2つのミラー(9、9'
)を含む、請求項1乃至8のいずれか1項に記載の眼科用機器。

【請求項 10】

前記2つのミラー(9、9')間に配置された2つの集光レンズ(19、19')を含

10

20

30

40

50

む光学的瞳孔システムをさらに備える請求項 9 に記載の眼科用機器。

【請求項 1 1】

ビームスプリッタ (1 6) は、接眼レンズまたはカメラに向けられた部分的光線を出射結合するために、偏向デバイス (7) と前記対物レンズ (8) との間の光線経路内に配置される、請求項 1 乃至 1 0 のいずれか 1 項に記載の眼科用機器。

【請求項 1 2】

前記光源 (2) の前記中間の実像は、空中に配置される、請求項 8 乃至 1 1 のいずれか 1 項に記載の眼科用機器。

【請求項 1 3】

角膜の前記領域内の座標方向 Z における前記焦点位置の変化の範囲は、0 . 5 mm を超え、

目の水晶体の前記領域内の座標方向 Z における前記焦点位置の変化の範囲は、2 mm を超え、

角膜の典型的な照射野は、1 1 mm 以下であり、

目の水晶体の典型的な照射野は、7 mm 以下であり、

角膜内の典型的な焦点直径は、 $< 3 \mu m$ であり、

目の水晶体内の典型的な焦点直径は、 $< 5 \mu m$ である、

請求項 1 乃至 1 2 のいずれか 1 項に記載の眼科用機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、目の表面および目の中にレーザ光線を、特に角膜および目の水晶体の検査および / または外科的レーザ治療に使用するための眼科用機器に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

眼科用機器は、例えば、角膜への外科的レーザ手術を用いて人間の目の屈折異常を是正するために使用される。特に重要な方法は、「LASIK (レーシック) 」 (レーザ原位置角膜切開反転術) と称され、パルス状レーザ光線を用いて、角膜の表面からではなく角膜の内側から物質が切除される。この目的のために、フラップを外側角膜表面上に形成するが、このフラップの厚さは角膜の厚さより実質的に薄い。アブレーション治療プロパー (ablation treatment proper) では、フラップは折り畳まれ、その後、パルス状レーザ光線を使用して露出している領域から物質を切除し、屈折異常を矯正する。その後、フラップは、治療面上に再び閉じられる。

【0 0 0 3】

角膜の正確に定められた深さに、できる限り優しく、かつ正確に、フラップを形成するために、フェムト秒レーザ・パルス、すなわち、パルス幅が 10^{-12} s 未満であるレーザ・パルスを使用することが提案されている。そのようなパルスを使用することで、角膜内に光破壊 (photodisruptions) として知られる局所的 optical 破裂 (localized optical ruptures) を生じさせることが可能であり、そのサイズは数マイクロメートルに制限される。多くのそのような破壊の密集した配列を正確に定めた場所に位置決めすることによって、フラップを非常に正確に測定するようにできる。フラップを正確に形成するには、パルス状レーザ光線の焦点が横方向だけでなく、大部分はそうであるが、角膜の深さ、すなわち、レーザ光線の伝搬方向にも正確に位置決めされることが不可欠である。

【0 0 0 4】

これに関連して、特許文献 1 には、光線を所与の空間内に集束させるためのスキャニング・デバイス、および光線を所与の空間内に集束させる方法が説明されている。このスキャニング・デバイスは、フェムト秒範囲内のパルスとして発生するレーザ光線で角膜の外科的レーザ治療を行うことを目的とする機器において使用するのに特に適している。このデバイスでは、レーザ光を角膜内の任意のターゲット点に集束させることができる。

【0 0 0 5】

10

20

30

40

50

特許文献 2 には、目の水晶体の分析および治療のための眼科用機器において使用されうるレーザ・システムが説明されている。同等の機器におけるレーザ・システム以外に、これは、目の水晶体内で後方散乱したレーザ光の検出がより高い精度で可能になり、したがって、目の水晶体の屈折外科的療法がより高い精度で実施できるという利点を有する。この療法では、フェムト秒範囲内のパルスで発生するレーザ光線は、目の水晶体内の選択されたターゲット点上に集束される。

【 0 0 0 6 】

一方では角膜（目の辺縁に置かれる）の、他方ではレンズ（目の中に置かれる）の、医学的検査および外科的レーザ治療に関して上述されている従来技術は、利用可能な眼科用機器がこれらの特別な用途のうちの 1 つの要件しか満たさないという不利点を有し、すなわち、これらは、角膜の検査および治療、または目の水晶体の検査および治療のいずれかに排他的に適しているというほどまでに、撮像特性に関して、特に、その開口度、焦点サイズ、目の中の焦点位置、開口収差の矯正、または照射収差の矯正に関して異なっている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 0 5 0 1 3 9 4 9 A 1 号

【 特許文献 2 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 0 8 0 2 7 3 5 8 A 1 号

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

このことは、眼科医が、2 つの機器を調達する必要がある、これは（ a ）購入コストの面で、また（ b ）複数の単一目的の機器をめいっぱい使用することは滅多にないという理由で、不効率であるということの意味する。それに加えて、別々の機器を使用すると、少なくとも検査される患者の同じ目に合わせて調節するのに追加の時間を必要とする。

【 0 0 0 9 】

上記の点を別にして、本発明は、角膜と目の水晶体の両方の検査および外科的レーザ治療に使用されうる眼科用機器を作製するうえでの問題に基づくものである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、この問題は、上述の種類の以下に記載された眼科用機器によって解決される。本発明の眼科用機器は、

- レーザ光線源としてのフェムト秒レーザと、
- 患者の目の方向に集束されるレーザ光線の放射元となる対物レンズと、
- 光学的アセンブリとを備え、
- これら是对物レンズの上流に配置構成され、
- これらは、対物レンズ対して動作可能であり、角膜の領域内か、または目の水晶体の領域内のいずれかにおいて選択的に、座標方向 X、Y、および Z において焦点位置を変化させるように構成され、
- 対物レンズそれ自体は目に対して移動可能であるか、または少なくとも、位置が目に対して移動可能である 1 つのレンズ群を有し、
- 対物レンズまたはレンズ群の位置の変化は、角膜の領域から目の水晶体の領域に、またその逆に目の水晶体の領域から角膜の領域に焦点位置をシフトさせる。

【 0 0 1 1 】

これらの距離は、光軸に沿って対物レンズの各レンズ群をシフトさせることによって変えられる。焦点位置のほかに、距離の変化も、像収差の矯正に影響を及ぼす。焦点の深度の変化は、レンズ移動によって補正されない場合には、例えば、球面収差の変化を引き起こす。

【 0 0 1 2 】

好ましくは、対物レンズのレンズ群を、光軸に沿って２つの異なる指定された距離を定める２つの限定位置間でずらすことができる。これらの限定位置のうちの１つは、角膜の領域内に位置決めされた焦点に割り当てられ、他方は目の水晶体の領域内に位置決めされた焦点に割り当てられる。本発明の意味において、「角膜の領域内で」焦点を位置決めすることは、焦点を角膜の表面上または角膜内の任意のターゲット点に向けることができることを意味するが、「目の水晶体の領域内で」焦点を位置決めすることは、焦点を目の水晶体の表面上または目の水晶体内の任意のターゲット点に向けることができることを意味する。一方の限定位置から他方の限定位置にシフトすることを目的として、移動可能なレンズ群は、好ましくは、制御ユニットに接続された、電気機械式駆動ユニットと結合される。

10

【００１３】

原理上、対物レンズのレンズ群のシフトは、２つの動作モード間の切り替えに対応し、機器は、一方の動作モードで目の水晶体の検査および治療に、他方の動作モードで角膜の検査および治療に利用可能であり、原理上、本発明の問題を解決する。

【００１４】

好ましい特定の実施形態では、放射方向に移動できる負の屈折力をもつ光学素子を対物レンズの上流に配置構成し、その移動は座標方向Ｚの焦点位置を変化させるために使用されるが、角膜の領域内、または目の水晶体の領域内のいずれかのみである。この素子の移動は、光線の発散を変化させる。現在設定されている発散角に応じて、対物レンズは角膜の領域内か、または目の水晶体の領域内のいずれかにおいて、Ｚ方向のさまざまな位置において光線を集束させる。

20

【００１５】

移動可能な光学素子は、例えば、レンズ、反射体、または回折光学素子として構成されうる。好ましくは、レンズである。光軸に沿って制御された移動を可能にするため、レンズは、光線経路と平行に揃えられた直線ガイドで移動する。

【００１６】

また対物レンズの上流に配置構成された、ＸおよびＹ座標方向にレーザ光線を偏向させるためのデバイスが存在し、この横方向偏向も、角膜の領域内または目の水晶体の領域内のいずれかのみ可能である。

【００１７】

原理上、偏向デバイスは、それ自体知られている形式で構成されうる。例えば、これは単に、２つの異なる、好ましくは直交する軸の周りに傾斜可能なミラーからなるものとしてよい。しかし、好ましくは、これは互いから一定距離のところに配置され、互いに対して揺動する２つのミラーを備える。この有利な設計により、ミラーを据え付けて調節することができ、したがって、焦点を、非常に高い精度で、ただし単純な手段を用いて、横方向に位置決めすることができる。

30

【００１８】

これら２つのミラー間に光学的瞳孔要素を配置し、第１のミラーの像を第２のミラー上に映し、その結果、画定された瞳孔位置が得られる。正確に動作する光学システムにおいて、瞳孔の画定された不変の位置（permanent position）は、良好な矯正を行うための前提条件である。

40

【００１９】

偏向デバイスと対物レンズとの間にビームスプリッタが配置構成され、これにより、角膜または目の水晶体から入射される観察光の一部が観察もしくは撮像を目的として出射結合されうる。

【００２０】

目の検査もしくは治療の際に、目の移動を抑制するために凹形接触面をもつコンタクト・ガラスを角膜にあてがうことが好ましい。さらに、コンタクト・ガラスは、目の屈折力を弱め、焦点矯正を行いやすくする。

【００２１】

50

本発明の好ましい特定の実施形態では、集光レンズが負の屈折力をもつ移動可能なレンズの下流に配置され、これにより、両方の要素が合わさってビーム・エクスパンダ・アセンブリを形成し、レンズに入射する平行光線の直径を指定された量だけ拡大する。したがって、直径 d_1 を有する平行光線がビーム・エクスパンダ内に入ると、出射される平行光線は出口直径 $d_2 > d_1$ を有する。

【0022】

出口直径は、患者の目の側部の開口角に影響する。この集光レンズが提供されると、患者の目の側部の開口角を変化させるための手段、例えば、さまざまな発散角のいくつかの交換可能な負レンズを実現することは、本発明の範囲内にある。

【0023】

患者の目の側部に対してさまざまな開口角を得るため負レンズを交換することは、角膜の領域から目の水晶体の領域への焦点位置のシフト、およびその逆の目の水晶体の領域から角膜の領域への焦点位置のシフトに関連して、あるいは検査されるか、または治療される目のサイズに応じて実行することができ、そのサイズは好ましくは目の前眼房の深さによって定められる。このようなレンズ・アセンブリは、自動的に、または手動で交換することができる。

【0024】

本発明による機器を使用すると、必要な領域、すなわち、角膜の領域または目の水晶体の領域内の3つの次元の焦点位置の調節を高速に、容易に行えるという利点が得られる。従来技術のように一方の機器から別の機器へと変更する必要はもはやない。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】従来技術によるレーザ光線を施すための眼科用機器の概略図。

【図2】観察光線を接眼レンズをもつ観察チューブの方へ、またはカメラの方へ偏向するためのビームスプリッタを特徴とする、図1に示されている配置構成の変更形態を示す図。

【図3】第1の好ましい実施形態における目の外科的レーザ検査および治療のための本発明の機器の概略図。

【図4】観察光線を接眼レンズをもつ観察チューブの方へ、またはカメラの方へ偏向するためのビームスプリッタを特徴とする、図3に示されている実施形態の変更形態を示す図。

【図5】第2の好ましい実施形態における目の外科的レーザ検査および治療のための本発明の機器の概略図。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下では、例示的な実施形態を参照しつつ本発明についてさらに詳しく説明する。添付図面について説明する。

図1は、従来技術による人間の目1の治療のための機器を示している。この機器は、フェムト秒範囲のパルスで発生するレーザ光線3を放射する光源2、および光線3を角膜の領域内の選択された位置に集束させるために使用するスキャニング・デバイス4を備える。角膜上には、凹形接触面を有するコンタクト・ガラス5があり、検査もしくは治療時に目1の移動を抑制する。

【0027】

光源2は、例えば、パルス幅が約200 fsの1040 nm程度の波長帯のレーザ光線を放射するように構成されている。

スキャニング・デバイス4は、光源2から出射される光線3に面する端部に光入射システム6を備える。放射方向において光入射システム6の隣に、偏向デバイス7があり、光入射システム6から出射される光線3を、所与の制御信号に従って、横方向に、すなわち、XおよびY方向（入射光線3のZ方向を横切る）に偏向する。光線経路内の偏向デバイス7の隣に対物レンズ8があり、光線3を角膜の領域内に集束する。

【 0 0 2 8 】

偏向デバイス 7 は、2つの偏向ミラー 9 および 9' を備え、これらは図 1 に示されていない軸の周りで傾斜可能であるようにベアリングに装着される。図を簡単にするため、図 1 のミラー 9 および 9' は平行に揃えられているが、実際には、傾斜軸は、互いに直交し、また光入射システム 6 の光軸に直交しており、したがって、第 1 のミラー 9 を傾斜させると、光線 3 は Y 方向に偏向し、第 2 のミラー 9' を傾斜させると、光線 3 は Y 方向に直交する X 方向に偏向する。ミラー 9 および 9' は、それぞれ、アクチュエータ 10 および 10' によって駆動され、アクチュエータ 10 および 10' は信号経路（矢印で示されている）を介して制御デバイスに接続されている。横方向の所望の焦点位置に応じて、制御デバイスは制御信号をアクチュエータ 10 および 10' に送信し、次いで、ミラー 9 および 9' の傾斜を生じさせる。

10

【 0 0 2 9 】

光入射システム 6 は、偏向デバイス 7 に対して移動可能である負の屈折力（negative refractive power）を有するレンズ 11、および集光レンズ 12 を特徴とする。レンズ 11 は、直線ガイド 13 と接続されて、偏向デバイス 7 からの光学の実効距離を変化させるように移動することができる。その光軸に平行なレンズ 11 の移動は、例えば、制御デバイス（図示せず）と接続されている直線駆動機器 14 によって実行される。Z 方向の所望の焦点位置により、制御デバイスは、直線駆動機器 14 に送信される制御信号を生成する。

【 0 0 3 0 】

20

レンズ 11 および集光レンズ 12 は、光入射システム 6 が光線 3 の直径を拡大するビーム・エクスパンダとして動作するように構成される。したがって、直径 d_1 である平行光線 3 が光入射システム 6 内に入ると、直径 $d_2 > d_1$ の平行光線 3 が光入射システム 6 から出射される。

【 0 0 3 1 】

対物レンズ 8 は、固定レンズ 15 として図示されているが、光入射システム 6 から出射される光線 3 を角膜の領域内のある位置に集束させ、この位置はレンズ 11 と偏向デバイス 7 とを用いて定められる。

【 0 0 3 2 】

角膜の領域の焦点 F の深さ位置は、光軸に沿ってレンズ 11 を移動することによって定められる。焦点 F の横方向位置は、偏向デバイス 7 を用いて設定される。

30

図 2 は、ビームスプリッタ 16 が偏向デバイス 7 と対物レンズ 8 との間の光線経路内に配置されている、図 1 に示されている配置の変更形態を示している。ビームスプリッタ 16 を用いることによって、角膜から来て、対物レンズ 8 によって観察光線 17 に整形される光の一部は、接眼レンズをもつ観察チューブ（図示せず）の方へ、またはカメラ（いずれも図示せず）の方へ出射結合されて、偏向され、これにより、角膜を、検査もしくは治療時に観察することができる。

【 0 0 3 3 】

この従来技術のさらなる詳細は（特許文献 1）に見ることができる。

従来技術から逸脱して、本発明の課題は、対物レンズ 8 が複数のレンズ群からなり、それ自体もしくは少なくとも 1 つのレンズ群を目に対して移動させられるように構成され、これにより、距離の変化が角膜の領域から目の水晶体の領域へ、またその逆に目の水晶体の領域から角膜の領域への焦点位置のシフトを生じさせるような方法で解決される。

40

【 0 0 3 4 】

図 3 は、第 1 の好ましい実施形態における本発明の機器の図である。ここで、対物レンズ 8 は、2つのレンズ群 15.1 および 15.2 からなり、これらはわかりやすくするため単一のレンズとして図示されている。レンズ群 15.2 は、光線経路上の固定位置にあるが、レンズ群 15.1 は、光軸に沿って移動可能なように配置され、制御デバイス（図示せず）によってトリガーされると移動する、例えば、直線駆動機器 22 で、直線ガイドを介して結合される。

50

【 0 0 3 5 】

レンズ群 1 5 . 1 が移動する距離は、制御信号に主に依存するが、好ましくは、2つの限定位置 (two limit positions) によって定められる。図 3 において、第 1 の限定位置は、実線で描画されているレンズ群 1 5 . 1 によって示されているが、第 2 の限定位置は、破線で描画されている。

【 0 0 3 6 】

限定位置によって定められるこの不変な移動距離は、角膜の領域から目の水晶体の領域に、またその逆に目の水晶体の領域から角膜の領域に焦点位置をシフトさせることに対応する。その結果、本発明による配置を、角膜と目の水晶体の両方の検査および治療に使用することができる。患者の目のサイズが異なるのは自然なことなので、本発明の特定の実施形態では、目 1 に応じて移動距離が可変であることを規定する。この場合、角膜機能に対してただ 1 つの固定の停止位置があり、目の水晶体機能に対して連続的に変化する限界位置がある。

【 0 0 3 7 】

レンズ群 1 5 . 1 が第 1 の限定位置にある場合、焦点位置は、レンズ 1 1 を使って Z 方向に、また偏向デバイス 7 を使って X および Y 方向に変化させることができ、これにより、目の水晶体の領域内にあるが、この領域を超えない、すべての所望のターゲットを目標にすることができる。同様に、これは、第 2 の限定位置にも適用され、したがって、角膜の領域内ですべての所望のターゲットを目標にする可能性に適用される。

【 0 0 3 8 】

2 つの限定位置間のレンズ群 1 5 . 1 の移動、またはそのような移動に対する指令を発することは、本発明の機器の 2 つの動作モードの切り替えに対応し、機器は一方の動作モードにおいて目の水晶体の検査および治療に使用可能であり、他方のモードにおいて角膜の検査および治療に使用可能である。

【 0 0 3 9 】

拡張された特定の実施形態において、使用されている動作モードに、光線直径 $3'$ を変化させて目 1 の側部上の開口角 α を調整するオプションの機能が備えられる。レンズ 1 1 と集光レンズ 1 2 の屈折力の量の比が減少する場合、集光レンズ 1 2 から出射する平行光線 $3'$ の直径も減少し、その結果、目 1 の側部の開口角 α も減少する。目の水晶体の前 (上流) に目の水晶体に入る収束光線 3 に対する制限開口として瞳孔があるので、より小さな開口角 α は、目の水晶体の表面上、または目の水晶体の中に焦点を位置決めするうえで有利であり、光学補正を改善する。

【 0 0 4 0 】

図 3 に示されているように、光学システム 6 の屈折力の比の変化、つまり光線 $3'$ の直径の変化は、異なる屈折力をもついくつかの、すなわち、ここでは、例えば、2 つのレンズ 1 1 および 1 1' を互いに交換することによって引き起こされる。いずれか一方は、単にレンズ 1 1 および 1 1' を互いに交換するか、または光源 2、レンズ 1 1、レンズ・ホルダー 1 3、および直線駆動機器 1 4 からなるアセンブリを光源 2'、レンズ 1 1'、レンズ・ホルダー 1 3'、および直線駆動機器 1 4' からなるアセンブリに対して交換することができる。

【 0 0 4 1 】

適宜、レンズ 1 1 および集光レンズ 1 2 は、同じ効果をもたらすように 1 つのペアとして一緒に交換されうる。

発散角の変化は、第 1 のバージョンでは、動作モード間の切り替えと積極的に関連付けられる (positively coupled)、すなわち、自動的に実行されるか、または代替的な第 2 のバージョンでは、検査または治療される目のサイズに応じて実行されうる。目のサイズの尺度として、例えば、検査の開始前に別々に確認される、目の前眼房の深さを使用することができる。まず、レンズ 1 5 . 1 の移動は、目の測定結果から導出される。光学システム 6 内の屈折率の比を介して光線 $3'$ の直径を調整することは、動作モード間の切り替えに関連して自動的に実行させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

図 4 は、ビームスプリッタ 1 6 が偏向デバイス 7 と対物レンズ 8 との間に配置されている図 3 に示されている配置の変更形態を示している。ビームスプリッタ 1 6 を用いることによって、目から入射されて、対物レンズ 8 によって観察光線 1 7 に整形される光の一部は、接眼レンズをもつ観察チューブ（図示せず）の方へ、またはカメラ（いずれも図示せず）の方へ出射結合されて、偏向され、これにより、検査もしくは治療する目の細部を観察することができる。

【 0 0 4 3 】

図 5 は、本発明の別の好ましい実施形態を示している。図 5 において、前の例にあるようなコンポーネントは、類似の参照番号を有する。

ここで、光線経路内のミラー 9 と 9 ' との間に、光学的瞳孔システム 1 8 が配置されている。光学的瞳孔システム 1 8 は、2 つの集光レンズ 1 9 および 1 9 ' を備える。2 つの集光レンズ 1 9 および 1 9 ' はミラー 9 によって偏向された光線 3 をミラー 9 ' 上に投影し、中間の実像（intermediate real image）は集光レンズ 1 9 と 1 9 ' との間の空中に生成される。この方法で、結果として、瞳孔の固定された位置が得られ、これにより、対物レンズ 8 の光学的に好ましい設計が可能になる。さらに、ミラー 9 および 9 ' のそれぞれの像が他方に投影されるので、ミラー 9 ' は小さく保つことができる。ミラー 9 および 9 ' は、例えば、楕円形とすることができる。

【 0 0 4 4 】

本発明のこの実施形態では、対物レンズ 8 は、レンズ 2 0 の入射群（entrance group）、チューブ・レンズ 2 1、レンズ群 1 5 . 1 および 1 5 . 2 とを含む複合アセンブリである。

【 0 0 4 5 】

偏向デバイス 7 によって横方向に偏向された光線 3 は、レンズ 2 0 の入射群に入り、この入射群が光線を集束して中間の実像を形成する。チューブ・レンズ 2 1 は、中間像を無限大に投影する。ビームスプリッタ 1 6 は、光線 3 をレンズ群 1 5 . 1 および 1 5 . 2 に偏向する。

【 0 0 4 6 】

座標方向 X、Y、および Z の焦点位置を変更することは、前の実施形態の例で説明されているように実行される。同じことが、2 つの限定位置間でレンズ群 1 5 . 1 を移動することによって 2 つの動作モードの切り替えに適用され、機器は一方の動作モードにおいて目の水晶体の検査および治療用に構成され、他方のモードにおいて角膜の検査および治療用に構成される。

【 0 0 4 7 】

有利には、すべての光学的コンポーネントは、中間の実像が空中に位置するように構成されて、高強度レーザ光線は、光学コンポーネント内に光学破壊を引き起こしえない。

本発明のすべての実施形態において、光源 2、光入射システム 6 および対物レンズ 8 は、光線 3 が焦点において 5 マイクロメートル未満の直径を有するように構成される。好ましくは、対物レンズ 8 は、0 . 3 5 を超える開口を有する。

また有利には、角膜の前記領域内の座標方向 Z における前記焦点位置の変化の範囲は、0 . 5 mm を超える。

目の水晶体の前記領域内の座標方向 Z における前記焦点位置の変化の範囲は、2 mm を超える。

角膜の典型的な照射野は、1 1 mm 以下である。

目の水晶体の典型的な照射野は、7 mm 以下である。

角膜内の典型的な焦点直径は、 $< 3 \mu m$ である。

また、目の水晶体内の典型的な焦点直径は、 $< 5 \mu m$ である。

【 符号の説明 】

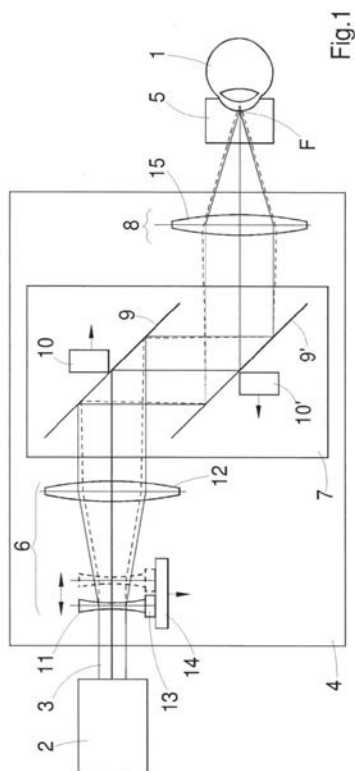
【 0 0 4 8 】

- 2 光源
- 3 光線
- 4 スキャニング・デバイス
- 5 コンタクト・ガラス
- 6 光入射システム
- 7 偏向デバイス
- 8 対物レンズ
- 9、9' ミラー
- 10、10' アクチュエータ
- 11 第1のレンズ
- 12 集光レンズ
- 13 レンズ・ホルダー
- 14 直線駆動機器
- 15、15' レンズ群
- 16 ビームスプリッタ
- 17 観察光線
- 18 光学的瞳孔システム
- 19、19' 集光レンズ
- 20 レンズの入射群
- 21 チューブ・レンズ
- 22 直線駆動機器

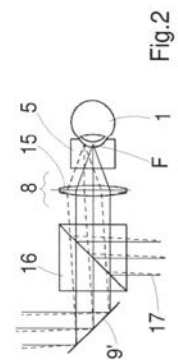
10

20

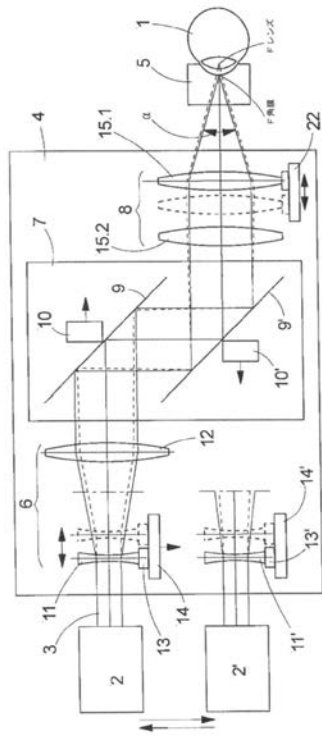
【図1】



【図2】



【図 3】



【図 4】

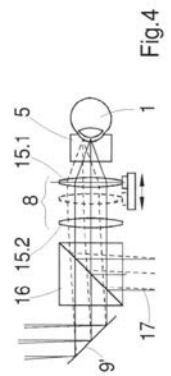


Fig.4

【図 5】

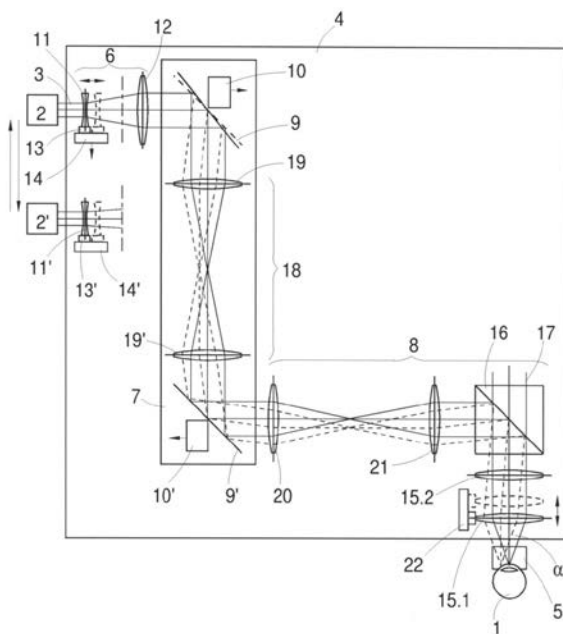


Fig.5

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	A 6 1 F 9/009	

(72)発明者 ハンフト、マルコ
ドイツ連邦共和国 0 7 7 4 3 イェナ ブラームスヴェーク 1 2

(72)発明者 デーリンク、ディルク
ドイツ連邦共和国 9 9 0 9 4 エアフルト シャルベルクヴェーク 1 4