

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5785180号  
(P5785180)

(45) 発行日 平成27年9月24日(2015.9.24)

(24) 登録日 平成27年7月31日(2015.7.31)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 F 9/008 (2006.01)** A 6 1 F 9/008 1 2 0 F

請求項の数 18 (全 66 頁)

(21) 出願番号	特願2012-538885 (P2012-538885)	(73) 特許権者	510060361
(86) (22) 出願日	平成22年11月9日 (2010.11.9)		アルコン レンゼックス、 インコーポレ ーテッド
(65) 公表番号	特表2013-510657 (P2013-510657A)		アメリカ合衆国 9 2 6 5 6 カリフォル ニア州, アリソ ヴィエージョ, スイート 1 7 5, ジャーニー 3 3
(43) 公表日	平成25年3月28日 (2013.3.28)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2010/055968	(74) 代理人	100099759
(87) 国際公開番号	W02011/059958		弁理士 青木 篤
(87) 国際公開日	平成23年5月19日 (2011.5.19)	(74) 代理人	100102819
審査請求日	平成25年11月1日 (2013.11.1)		弁理士 島田 哲郎
(31) 優先権主張番号	12/619, 612	(74) 代理人	100123582
(32) 優先日	平成21年11月16日 (2009.11.16)		弁理士 三橋 真二
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100180194
			弁理士 利根 勇基

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼科手術用レーザーのための可変ステージ光学システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼科用レーザーシステムであって：

レーザーパルスのレーザービームを発生させるレーザー源と；

Z軸に対して横方向に該レーザービームをスキャンするXYスキャナと；

該Z軸に沿って該レーザービームをスキャンするZスキャナであって、

該Z軸に沿った該レーザービームの連続スキャンを提供する連続Zスキャナと；

該Z軸に沿った該レーザービームの増分スキャンを提供する増分Zスキャナであっ

て、レーザービーム路の内外で位置決めされることができる1つ以上の可変ステージを有している増分Zスキャナと

を含むZスキャナと

を備え、

患者インターフェイスで眼に取り付けられるように構成される、眼科用レーザーシステム。

【請求項 2】

前記増分Zスキャナは、増分的にZステップずつ当該眼科用レーザーシステムの焦点深度をZスキャンするように構成されており；

前記連続Zスキャナは、該Zステップに対応する連続スキャン範囲で連続的に当該眼科用レーザーシステムの焦点深度をZスキャンするように構成されている、

請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

## 【請求項 3】

前記 Z スキャナは、連続スキャン範囲が 1 つ以上の Z ステップよりも大きくなるように構成されており、これにより

焦点深度が前記連続 Z スキャナで Z スキャンされることができ、連続スキャン範囲が、隣接する Z ステップにおいてオーバーラップし；

当該眼科用レーザーシステムのオペレータが、準連続的な Z スキャン範囲において焦点深度を Z スキャンすることができる、  
請求項 2 に記載の眼科用レーザーシステム。

## 【請求項 4】

全 Z スキャン範囲が、0 ~ 5 mm、5 ~ 10 mm、10 ~ 30 mm、及び 0 ~ 15 mm の範囲のうちの 1 範囲内の長さを有する、  
請求項 3 に記載の眼科用レーザーシステム。

10

## 【請求項 5】

前記増分 Z スキャナは、

焦点深度を角膜 Z レベルにセットすることができ、外科医が該角膜 Z レベル周辺において連続スキャン範囲で角膜眼科処置を施すのを可能にし；且つ、

焦点深度を 1 つ以上の水晶体 Z レベルにセットすることができ、外科医が該 1 つ以上の水晶体 Z レベル周辺において連続スキャン範囲で水晶体眼科処置を施すのを可能にする、

請求項 2 に記載の眼科用レーザーシステム。

20

## 【請求項 6】

前記 Z スキャナは、ターゲット領域内で閾値よりも良好な前記レーザービームの収差を保つように構成されている、

請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

## 【請求項 7】

当該眼科用レーザーシステムの収差はストレールレシオ  $S$  によって特徴づけられることができ；

該ストレールレシオ  $S$  は、前記ターゲット領域内で閾値  $S$  (threshold) よりも高く；

$S$  (threshold) は、0.6, 0.7, 0.8 及び 0.9 の値のうちの 1 つである、

請求項 6 に記載の眼科用レーザーシステム。

30

## 【請求項 8】

前記ストレールレシオ  $S$  は、前記ターゲット領域内の 5 つの基準点のうちの 1 つ以上の点で  $S$  (threshold) よりも高く、

該 5 つの基準点は、全てミリメートル単位において、該ターゲット領域内におけるこれらの円柱座標  $(z, r)$  によって、 $(0, 0)$  にある該ターゲット領域の前方中心に対して、任意のアジマス角の  $P_1 = (0, 0)$ 、 $P_2 = (2, 6)$ 、 $P_3 = (5, 0)$ 、 $P_4 = (8, 0)$ 、 $P_5 = (8, 3)$  として決定されている、

請求項 7 に記載の眼科用レーザーシステム。

## 【請求項 9】

当該眼科用レーザーシステムの収差は、焦点スポット半径  $r_f$  によって特徴づけられることができ；

該焦点スポット半径  $r_f$  は、前記ターゲット領域内で閾値  $r_f$  (threshold) よりも小さく、

$r_f$  (threshold) は、2, 3, 4, 5 及び 6 マイクロメートルのうちの 1 つである、  
請求項 6 に記載の眼科用レーザーシステム。

40

## 【請求項 10】

前記焦点スポット半径  $r_f$  は、前記ターゲット領域内の 5 つの基準点のうちの 1 つ以上の点で  $r_f$  (threshold) よりも小さく、

該 5 つの基準点は、全てミリメートル単位において、該ターゲット領域内におけるこれらの円柱座標  $(z, r)$  によって、 $(0, 0)$  にある該ターゲット領域の前方中心に

50

対して、任意のアジマス角 の  $P1 = (0, 0)$ 、 $P2 = (2, 6)$ 、 $P3 = (5, 0)$ 、 $P4 = (8, 0)$ 、 $P5 = (8, 3)$ として決定されている、  
請求項 9 に記載の眼科用レーザーシステム。

【請求項 11】

前記収差が球面収差、コマ収差、非点収差、及び色収差のうちの 1 つである、  
請求項 6 に記載の眼科用レーザーシステム。

【請求項 12】

前記可変ステージは、予め定められた Z ステップで前記レーザービームの焦点深度を動かす一連の形態において位置決めされることができる、  
請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

10

【請求項 13】

種々異なる可変ステージが、種々異なる 2 の累乗で乗算された基本 Z ステップ長に比例して焦点深度を動かすように構成されている、  
請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

【請求項 14】

前記可変ステージの数は、1, 2, 3 及び 4 のうちの 1 つである、  
請求項 13 に記載の眼科用レーザーシステム。

【請求項 15】

前記レーザービーム路内で、機械的スライダ、機械的アクチュエータ、回転アーム、及び電気機械的装置のうちの少なくとも 1 つによって、可変ステージを動かすことができる、  
請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

20

【請求項 16】

前記連続 Z スキャナは前記レーザー源と前記 X Y スキャナとの間に位置決めされており、  
前記増分 Z スキャナは、レーザービーム路内で前記 X Y スキャナの後に位置決めされている、  
請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

【請求項 17】

前記連続 Z スキャナはレーザービーム路内で前記 X Y スキャナの後に位置決めされている、  
請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

30

【請求項 18】

前記連続 Z スキャナは、前記レーザー源と前記 X Y スキャナとの間に位置決めされた第 1 ブロックと、レーザービーム路内で該 X Y スキャナの後に位置決めされた第 2 ブロックとを備える、  
請求項 1 に記載の眼科用レーザーシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この特許文献は、前眼部にレーザー手術を施すためのシステム及び技術に関する。

40

【背景技術】

【0002】

レーザーパルスによって引き起こされる光破壊を介してレーザー手術を施す際に、種々の水晶体手術処置を用いて水晶体を取り除くことができる。これらの処置は、水晶体を粉碎して小さな破片にし、小さな切開部を通して眼からこれらの破片を除去することができる。手動機器、超音波、加熱流体、又はレーザーをこのような処置において使用することができる。

【発明の概要】

【0003】

50

この特許文献は、レーザーパルスのレーザービームを手術ターゲットに伝送する際に可変スキャン制御を可能にするためのシステム及び技術の例及び実施形を記載している。記載されたシステム及び技術は、フェムト秒レーザーのレーザーパルスによって引き起こされる光破壊を介した前眼部及び水晶体内部のレーザー手術のために用いられることができる。記載されたシステム及び技術は、レーザービームを眼内へスキャンして集束している間のレーザービームの光学的歪みを低減又は最小化するようにレーザービームの光学スキャンを提供するように実施されることができる。

【0004】

例えば、眼科用レーザーシステムであって、レーザーパルスのレーザービームを発生させるレーザー源と、Z軸に対して横方向にレーザービームをスキャンするXYスキャナと、Z軸に沿ってレーザービームをスキャンするZスキャナであって、Z軸に沿ったレーザービームの連続スキャンを提供する連続Zスキャナと、Z軸に沿ったレーザービームの増分スキャン(incremental scanning)を提供する増分Zスキャナとを含むZスキャナとを備えるように、眼科用レーザーシステムを実現することができる。

10

【0005】

実施態様において、増分Zスキャナは、増分的にZステップずつ眼科用レーザーシステムの焦点深度をZスキャンするように構成されており、連続Zスキャナは、Zステップに対応する連続スキャン範囲で連続的に眼科用レーザーシステムの焦点深度をZスキャンするように構成されている。

【0006】

実施態様において、Zスキャナは、連続スキャン範囲が1つ以上のZステップよりも大きくなるように構成されており、これにより、焦点深度が連続ZスキャナでZスキャンされることができる連続スキャン範囲が、隣接するZステップにおいてオーバーラップし、眼科用レーザーシステムのオペレータが、準連続的なZスキャン範囲において焦点深度をZスキャンすることができる。

20

【0007】

実施態様において、全Zスキャン範囲が、0~5mm、5~10mm、10~30mm、及び0~15mmの範囲のうちの1範囲内の長さを有する。

【0008】

実施態様において、増分Zスキャナは、焦点深度を角膜Zレベルにセットすることができ、外科医が角膜Zレベル周辺において連続スキャン範囲で角膜眼科処置を施すのを可能にし、且つ、焦点深度を1つ以上の水晶体Zレベルにセットすることができ、外科医が1つ以上の水晶体Zレベル周辺において連続スキャン範囲で水晶体眼科処置を施すのを可能にする。

30

【0009】

実施態様において、Zスキャナは、ターゲット領域内で閾値よりも良好なレーザービームの収差を保つように構成されている。

【0010】

実施態様において、眼科用レーザーシステムの収差はストレールレシオSによって特徴づけられることができ、;ストレールレシオSは、ターゲット領域内で閾値S(threshold)よりも高く、S(threshold)は、0.6, 0.7, 0.8及び0.9の値のうちの1つである。

40

【0011】

実施態様において、ストレールレシオSは、0.4ミクロン~1.1ミクロンの範囲の波長を有するレーザービームに対応する。

【0012】

実施態様において、ストレールレシオSは、ターゲット領域内の5つの基準点のうちの1以上の点でS(threshold)よりも高く、5つの基準点は、全てミリメートル単位において、ターゲット領域内におけるこれらの円柱座標(z, r)によって、(0, 0)にあるターゲット領域の前方中心に対して、任意のアジマス角のP1=(0, 0)、P2=(

50

2, 6)、 $P3 = (5, 0)$ 、 $P4 = (8, 0)$ 、 $P5 = (8, 3)$ として決定されている。

【0013】

実施態様において、眼科用レーザーシステムの収差は、焦点スポット半径 $r_f$ によって特徴づけられることができ、焦点スポット半径 $r_f$ は、ターゲット領域内で閾値 $r_f(\text{threshold})$ よりも小さく、 $r_f(\text{threshold})$ は、2, 3, 4, 5及び6マイクロメートルのうちの1つである。

【0014】

実施態様において、焦点スポット半径 $r_f$ は、ターゲット領域内の5つの基準点のうちの1つ以上の点で $r_f(\text{threshold})$ よりも小さく、5つの基準点は、全てミリメートル単位において、ターゲット領域内におけるこれらの円柱座標 $(z, r)$ によって、 $(0, 0)$ にあるターゲット領域の前方中心に対して、任意のアジマス角の $P1 = (0, 0)$ 、 $P2 = (2, 6)$ 、 $P3 = (5, 0)$ 、 $P4 = (8, 0)$ 、 $P5 = (8, 3)$ (全てミリメートル)として決定されている。

10

【0015】

実施態様において、収差は球面収差、コマ収差、非点収差、及び色収差のうちの1つである。

【0016】

実施態様において、Zスキャナは、ターゲット領域内で眼科用システムの焦点深度をZスキャンしたZスキャナによって引き起こされた収差を少なくとも部分的に補償するように構成されている。

20

【0017】

実施態様において、増分Zスキャナは1つ以上の可変ステージを有しており、可変ステージはレーザービーム路の内外で位置決めされることができる。

【0018】

実施態様において、可変ステージは、予め定められたZステップでレーザービームの焦点深度を動かす一連の形態において位置決めされることができる。

【0019】

実施態様において、種々異なる可変ステージは、種々異なる2の累乗で乗算された基本Zステップ長に比例して焦点深度を動かすように構成されている。

30

【0020】

実施態様において、可変ステージの数は、1, 2, 3及び4のうちの1つである。

【0021】

実施態様において、可変ステージによって引き起こされる収差が、機能性マルチプレット・レンズ(functional multiplet lens)を含む可変ステージによって少なくとも部分的に補償される。

【0022】

実施態様において、可変ステージによって引き起こされる収差が、ゼロとは異なるベンディング・パラメータ(bending parameter)を有するシングレット・レンズ(singlet lens)を備える可変ステージによって少なくとも部分的に補償される。

40

【0023】

実施態様において、レーザービーム路内で、機械的スライダ、機械的アクチュエータ、回転アーム、及び電気機械的装置のうちの少なくとも1つによって、可変ステージを動かすことができる。

【0024】

実施態様において、連続Zスキャナは、レーザービーム路内で種々異なる可変ステージが位置決めされると、予め定められた連続スキャン範囲においてレーザービームの焦点深度をスキャンするように構成されており、予め定められた連続範囲は、異なる可変ステージに対して異なっているか、又は異なる可変ステージに対して同じである。

【0025】

50

実施態様において、連続Zスキャナはレーザー源とXYスキャナとの間に位置決めされており、増分Zスキャナはレーザービーム路内でXYスキャナの後に位置決めされている。

【0026】

実施態様において、連続Zスキャナはレーザービーム路内でXYスキャナの後に位置決めされている。

【0027】

実施態様において、連続Zスキャナは、レーザー源とXYスキャナとの間に位置決めされた第1ブロックと、レーザービーム路内でXYスキャナの後に位置決めされた第2ブロックとを備える。

10

【0028】

実施態様において、Zスキャナは、Z焦点深度と、レーザービームの開口数とを基本的に互いに独立して変化させるように構成されている。

【0029】

実施態様において、Zスキャナは、オブジェクトブ (objective) とは別個のハウジング内において、且つレーザービーム路においてオブジェクトブの前に位置決めされている。

【0030】

実施態様において、方法が、レーザー源によってレーザービームを発生させるステップと、連続Zスキャナによってレーザービームの焦点深度をZスキャンするステップと、増分Zスキャナによってレーザービームの焦点深度をZスキャンするステップとを含む。

20

【0031】

実施態様において、増分ZスキャナによるZスキャンは、増分Zステップで焦点深度をZスキャンすることを含み、連続ZスキャナによるZスキャンは、増分Zステップに対応する連続スキャン範囲で焦点深度をZスキャンすることを含む。

【0032】

実施態様において、連続スキャン範囲のうちの1つ以上の範囲がZステップよりも大きく、これにより、焦点深度が連続ZスキャナでZスキャンされることが出来る連続スキャン範囲が、隣接するZステップにおいてオーバーラップし、眼科用レーザーシステムのオペレータが、準連続的なZスキャン範囲において焦点深度をZスキャンすることができる。

30

【0033】

いくつかの実施態様は、増分Zスキャナを角膜Zレベルにセットし、連続Zスキャナで焦点深度をZスキャンすることによって、角膜手術処置を施すことと、増分Zスキャナを1つ以上の水晶体レベルにセットし、連続Zスキャナで焦点深度をZスキャンすることによって、水晶体手術処置を施すこととを含む。

【0034】

実施態様において、ターゲット領域内で閾値よりも良好な収差を保つことを含み、収差は、球面収差、コマ収差、非点収差、及び色収差のうちの1つである。

【0035】

実施態様において、増分ZスキャナによるZスキャンのステップは、増分Zスキャナの1つ以上の可変ステージをレーザービーム路内に位置決めすることを含む。

40

【0036】

実施態様において、増分ZスキャナによるZスキャンのステップは、予め定められたZ増分で焦点深度をZスキャンする一連の形態において可変ステージを位置決めすることを含む。

【0037】

実施態様において、増分ZスキャナによるZスキャンのステップは、レーザービーム路の内外で種々異なる可変ステージを動かすことにより、種々異なる2の累乗で乗算された基本Zステップに比例して焦点深度を動かすことを含む。

【0038】

50

実施態様において、焦点深度のZスキャンは、連続Zスキャナで焦点深度を、第1連続スキャン範囲の最大値の近くの焦点深度までZスキャンし、増分Zスキャナによって増分Zステップで焦点深度を増大させ、連続Zスキャナを、第2連続スキャン範囲の最小値の近くにリセットし、且つ第2連続スキャン範囲内で焦点深度をZスキャンすることを含む。

【0039】

実施態様において、第1連続スキャン範囲と第2連続スキャン範囲とが基本的に等しい。

【0040】

実施態様において、焦点深度をZスキャンするステップが、レーザービームの開口数を調節することから基本的に独立して、焦点深度をZスキャンすることを含む。

10

【0041】

いくつかの実施態様は、パルスレーザービームを発生させるためのレーザー源と、Z軸に対して横方向にレーザービームをスキャンするためのXYスキャナと、連続Zスキャナと、Z軸に沿ってレーザービームをスキャンするための可変ステージZスキャナとを含む。

【0042】

実施態様において、可変ステージZスキャナは、レーザービーム路の内外で位置決めされるように構成された可変ステージを備える。

【図面の簡単な説明】

20

【0043】

【図1】図1は手術用レーザー伝送システムの例を示す図である。

【図2】図2はガウス波面G及び収差波面Wを示す図である。

【図3A】図3Aは、最適焦点面及びスキャンされた焦点面を示す図である。

【図3B】図3Bは、最適焦点面及びスキャンされた焦点面を示す図である。

【図3C】図3Cは焦点スポット半径の例を示す図である。

【図4】図4は、ストレーラレシオSとRMS波面誤差との関係の例を示す図である。

【図5】図5は、眼科手術の基準点を示す図である。

【図6A】図6Aは、図1のシステムにおけるプリコンペンセータ（precompensator）の模範的な動作を示す図である。

30

【図6B】図6Bは、図1のシステムにおけるプリコンペンセータの模範的な動作を示す図である。

【図7A】図7Aは、効率的なZスキャン機能の種々の利用を示す図である。

【図7B】図7Bは、効率的なZスキャン機能の種々の利用を示す図である。

【図8A】図8Aは、図1のシステムにおけるプリコンペンセータの模範的な実施形を示す図である。

【図8B】図8Bは、図1のシステムにおけるプリコンペンセータの模範的な実施形を示す図である。

【図8C】図8Cは、図1のシステムにおけるプリコンペンセータの模範的な実施形を示す図である。

40

【図8D】図8Dは、図1のシステムにおけるプリコンペンセータの模範的な実施形を示す図である。

【図9】図9は、2つのZスキャナを用いた、図1のシステムにおけるレーザー伝送システムの模範的な実施形を示す図である。

【図10】図10は、0, 1又は2個のZ深度スキャナと、0, 1又は2個のNAモディファイア（NA modifier）とを含有する形態を示す表である。

【図11A】図11Aは、図9のシステムにおけるXYスキャナの模範的な実施形を示す図である。

【図11B】図11Bは、図9のシステムにおけるXYスキャナの模範的な実施形を示す図である。

50

【図 1 1 C】図 1 1 C は、図 9 のシステムにおける X Y スキャナの模範的な実施形を示す図である。

【図 1 2 A】図 1 2 A は、開口数の関数としての収差、及び Z 焦点深度の関数としての対応する光学的開口数  $NA_{opt}(z)$  を示す図である。

【図 1 2 B】図 1 2 B は、開口数の関数としての収差、及び Z 焦点深度の関数としての対応する光学的開口数  $NA_{opt}(z)$  を示す図である。

【図 1 2 C】図 1 2 C は、開口数の関数としての収差、及び Z 焦点深度の関数としての対応する光学的開口数  $NA_{opt}(z)$  を示す図である。

【図 1 2 D】図 1 2 D は、開口数の関数としての収差、及び Z 焦点深度の関数としての対応する光学的開口数  $NA_{opt}(z)$  を示す図である。

10

【図 1 3 A】図 1 3 A は、第 1 ビームエキスパンダ・ブロック及び可動ビームエキスパンダ・ブロックの 2 つの模範的な設定を示す図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B は、第 1 ビームエキスパンダ・ブロック及び可動ビームエキスパンダ・ブロックの 2 つの模範的な設定を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、中間焦点面の一例を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、増分 Z スキャナを備えたレーザー伝送システムの例を示す図である。

【図 1 6 A】図 1 6 A は、図 1 5 のシステムにおける増分 Z スキャナのためのターゲット領域内の z レベル、ステップ及び範囲を示す図である。

【図 1 6 B】図 1 6 B は、図 1 5 のシステムにおける増分 Z スキャナのためのターゲット領域内の z レベル、ステップ及び範囲を示す図である。

20

【図 1 7 A】図 1 7 A は、図 1 5 のシステムにおける増分 Z スキャナのための可変ステージ Z スキャナの動作を示す図である。

【図 1 7 B】図 1 7 B は、図 1 5 のシステムにおける増分 Z スキャナのための可変ステージ Z スキャナの動作を示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、図 1 5 のシステムにおける増分 Z スキャナの実施形を示す図である。

【図 1 9】図 1 9 は、図 1 5 のシステムのためのオブジェクティブの実施形を示す図である。

【図 2 0】図 2 0 は、ターゲット領域内の湾曲状焦点面を示す図である。

30

【図 2 1】図 2 1 は、X Y スキャナ傾斜角を示すノモグラムである。

【図 2 2】図 2 2 は、可動ビームエキスパンダ位置を示すノモグラムである。

【図 2 3】図 2 3 は、ビーム・スキャン制御法の例のステップを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0044】

本明細書中に記載されたシステム及び技術の例及び実施形は、レーザーパルスのレーザービームを、フェムト秒パルスレーザーから手術ターゲットへ伝送する際の可変スキャン制御を提供する。本明細書中に記載されたシステム及び技術の実施形は、角膜及び水晶体双方の手術処置を施すために利用することができる。眼の水晶体に眼科手術を施すことは、角膜処置とは質的に異なる要件を伴う。このようなものとして、例えば手動機器、超音波、及び加熱流体に關与する伝統的技術は、水晶体手術処置に用いられるときに顕著な欠点を有する傾向がある。このような欠点の例は、破碎を達成するためにプローブによって眼内に入る必要があること、そして精度が限定されていることを含む。

40

【0045】

本明細書中に記載されたシステム及び技術の例及び実施形は、プローブを挿入することなしに水晶体を光学的に破碎するために水晶体内にレーザーパルスを伝送するための光破壊レーザー技術を利用し、ひいては、改善された水晶体除去の可能性を提供することができる。レーザー誘起光破壊はレーザー眼科手術において幅広く使用されており、Nd:YAGレーザーが、レーザー誘起光破壊を介した水晶体破碎のためのレーザー源として頻繁に使用されている。いくつかの既存のシステムは、パルス・エネルギーが数 mJ のナノ秒

50



パルスを含むレーザービーム (E.H.Ryan et al., American Journal of Ophthalmology 104: 382-386, October 1987; R.R. Kruger et al., Ophthalmology 108: 2122-2129, 2001)、及び1パルス当たり数10 $\mu$ Jのピコ秒パルスを含むレーザービーム (A. Gwon et al. J. Cataract Refract Surg. 21, 282-286, 1995)を利用する。これらの比較的長いパルスは、手術スポット内へ比較的大量のエネルギーを付与し、結果として処置の精度及び制御をかなり限定する一方、不都合な結果が生じることの比較的高レベルのリスクを生む。並行して、関連する角膜手術分野において、ナノ秒及びピコ秒パルスの代わりに継続時間が数百フェムト秒のパルスを用いることにより、より短いパルス継続時間、及びより良好な集束を達成できることが判った。フェムト秒パルスは1パルス当たり付与するエネルギーを大幅に減らし、処置の精度及び安全性を著しく高くする。種々のフェムト秒レーザーシステムは、角膜手術の要件を満たすように設計されており、角膜厚である約1mmよりも小さいレーザー焦点深度範囲を有する傾向がある。水晶体は典型的には深さ3~10mmのところろに配置されているので、角膜処置のために設計されたレーザーシステムは、水晶体に手術を施すという考慮すべき課題に対しては解決策を提供しない。

10

#### 【0046】

本明細書中に記載された眼科レーザーシステムの一例は、レーザーパルスのレーザービームを発生させるレーザー源と；Z軸に対して横方向にレーザービームをスキャンするXYスキャナと；Z軸に沿ってレーザービームをスキャンし、そしてZ軸に沿ったレーザービームの連続スキャンを提供する連続Zスキャナ；及びZ軸に沿ったレーザービームの増分スキャンを提供する増分Zスキャナ、を含むZスキャナとを含む。このシステムは、水晶体手術及び角膜手術のために実施し適合することができる。このシステムの実施形のいくつかの詳細を下に示す。

20

#### 【0047】

1. フェムト秒レーザーパルスは、信頼性高く発生せしめられることができる。高繰り返し率のフェムト秒パルスは、1パルス当たり極めて小さなエネルギーの使用を可能にし、システムのオペレータに著しく高い制御及び精度をもたらす。しかし、フェムト秒を信頼性高く発生させることは、いくつかの既存のシステムによって使用されるナノ秒又はピコ秒パルスを発生させるよりもかなり難しい。

#### 【0048】

2. 手術用レーザービームは、ちょうど手術ターゲットである水晶体に達するために角膜及び前房を含む最大5ミリメートルの屈折媒質を通して伝搬するときかなり屈折する。対照的に、角膜手術のために使用されるレーザービームは、1ミリメートルの端数の深さで集束させられ、ひいては、レーザーシステムから角膜ターゲットに入るに従って屈折することはほとんどない。

30

#### 【0049】

3. 手術用レーザー伝送システムは、典型的な深さ5mmの水晶体前面/前部から典型的な深さ10mmの水晶体後面/後部までの手術領域全体をスキャンするように構成される。この5mm以上の深さのスキャン範囲又は「Zスキャン範囲」は、角膜の手術のために用いられる1mm深さのスキャン範囲よりもかなり広域である。典型的には、手術用光学素子は、特にここに使用される高開口数光学素子は、特定の動作深さまでレーザービームを集束させるように最適化されている。角膜処置中には、1mm深さのスキャンは、最適化動作深さから多少の離脱しか引き起こさない。対照的に、水晶体手術における5~10mmのスキャン中、システムは、固定された最適化動作深さから大きく離れて駆動される。従って、水晶体手術用レーザー伝送システムは、水晶体手術によって必要とされる広域な深さスキャン範囲をスキャンし得るように高度に精緻化された適応光学システムを採用する。

40

#### 【0050】

4. いくつかの実施態様は、結膜及び水晶体の両方に手術を施すように構成されているという意味において一体化される。これらの一体的な実施態様において、深さスキャン範囲は、5mmの代わりに最大10mmであり得る。このことはより厳しい難題をもたら

50

す。

【0051】

5. 角膜手術処置中、例えばLASIK（レーシック）の多くの変更形における処置中、レーザービームは光軸に対して垂直に（XY平面内で）スキャンされる。典型的な処置において、XYスキャン範囲は、直径10mmの角膜の中心部分だけをカバーする。しかしながら、一体型手術システムの場合、付加的な切開部が形成されることもある。切開部の1つのタイプは侵入切開部であり、これは、吸引ニードル及びコンベンショナルな手術ツールのために眼内部へのアクセスを可能にする。切開部の別のタイプは、角膜輪部減張力切開部 {limbal relaxing incisions (LRIs)} であり、これは、血管アーケードのすぐ前の角膜輪部に一对の切開部を形成することを伴う。これらの弓状切開部の長さ、深さ、及び場所を調節することにより、角膜乱視に変化をもたらすことができる。侵入切開部及びLRIは、典型的には直径12mmで角膜周縁に位置することができる。XYスキャン直径の10mmから12mm直径への増大は、LASIKフラップの通常の直径と比較して20%の増大にでしかないが、このような直径でレーザー伝送システムの軸外収差を制御下で維持することはかなりの難題である。それというのも、軸外収差は、焦点面におけるフィールド直径の高次の累乗に比例して大きくなるからである。

10

【0052】

6. 水晶体レーザー手術処置は、高性能撮像システムからのガイダンスを必要とすることがある。いくつかの撮像システムでは、眼における基準マークとして役立つように角膜輪部血管が識別され、これにより、いくつかの事例では眼の術前診断中に識別された基準座標に対して、手術中の眼の回旋整合 (cyclo-rotational alignment) 状態を較正する。手術部位周縁で選ばれた血管は、手術による妨害を受ける可能性が最も少ない部位であり、ひいても最も信頼性が高い。このような末梢血管に向けられる撮像システムはしかし、半径が10mmよりも大きい、例えば12mmの部位を撮像するための撮像光学素子を必要とする。

20

【0053】

7. レーザービームは、眼内で光路に沿って伝搬している間、種々の収差を生じさせる。レーザー伝送システムは、これらの収差を補償することによって精度を改善することができる。これらの収差の付加的な特徴は、収差が光の周波数に依存するという事実、つまり「色収差」と呼ばれる事実である。これらの周波数依存性収差の補償はシステム上の難しさを増大させる。これらの色収差を補償することの難しさは、レーザービーム、レーザーシステムのバンド幅とともに増大する。ビームのスペクトルバンド幅がパルス長に対して反比例することが思い出される。従って、フェムト秒パルスのバンド幅はしばしばピコ秒パルスよりも一桁以上大きく、このことはフェムト秒レーザーシステムの著しく良好な色補償を必要とする。

30

【0054】

8. 高繰り返し率フェムト秒レーザー手術システムを使用した手術処置は、ターゲット組織内のターゲット個所に対する絶対的な意味、及び先行パルスに対する相対的な意味の双方において、各パルスを位置決めする際に高い精度を必要とする。例えば、レーザーシステムは、パルス間の、マイクロ秒オーダーであり得る時間内に、僅か数マイクロ秒だけビームを再指向することが必要とされることがある。2つの後続パルス間の時間は短くパルス配置のために必要とされる精度は高いので、既存の低繰り返し率水晶体手術システムに用いられるような手動ターゲティングはもはや十分でなく、又は実現可能でない。

40

【0055】

9. レーザー伝送システムは、時間的、スペクトルの、及び空間的完全性を維持しながら、屈折媒質を通して、水晶体の手術ボリューム全体内にフェムト秒レーザーパルスを伝送するように構成されている。

【0056】

10. 手術効果、例えば組織アブレーションをもたらすのに十分に高いエネルギー密度を有するレーザービームを、手術領域内の組織だけが受容することを保証するために、

50

レーザー伝送システムは著しく高い開口数 (NA) を有する。この高NAは小さなスポット・サイズをもたらし、そして手術処置に必要な制御及び精度を提供する。典型的な開口数範囲は、0.3を上回るNA値を含むことができ、その結果としてのスポット・サイズは3ミクロン以下になる。

【0057】

11. 水晶体手術のためのレーザーの光路の複雑さを考えれば、レーザー伝送システムは、高性能コンピュータ管理型撮像システムを含むことにより高い精度及び制御を達成するのに対して、角膜手術システムは、このような撮像システムを用いず、又は低い撮像レベルで申し分のない制御を達成することができる。特に、システムの手術機能及び撮像機能、並びに通常の観察ビームは概ね全て、異なるスペクトルバンド内で動作する。一例としては、手術用レーザーは、1.0~1.1ミクロンのバンド、観察ビームは0.4~0.7ミクロンの可視バンド、そして撮像ビームは0.8~0.9ミクロンのバンドの波長で動作してよい。共通又は共有の光学構成部分内でビーム路を組み合わせると、レーザー手術システムの光学素子に対して厳しい色要件を突きつけることになる。

10

【0058】

上記実施形の詳細は、(i)水晶体に対する(ii)フェムト秒パルスによる眼科レーザー手術が、ナノ秒レーザーパルスだけ又はピコ秒レーザーパルスだけを用いた角膜手術の要件とは、そして水晶体手術の要件とも質的に異なる要件を取り入れることを、いくつかの例を通して実証する。

【0059】

20

図1は、レーザー伝送システム1を示している。これを詳細に説明する前に、我々はいくつかの実施態様が図1のレーザー伝送システムと、撮像システム又は観察システムとを組み合わせることに言及する。いくつかの角膜処置、例えばLASIK治療において、視覚的手掛かり、例えば典型的には眼球面における撮像及び画像処理アルゴリズムによる虹彩中心の識別によって、眼のアイトラッカー位置基準を確立する。とはいえ、既存のアイトラッカーは、二次元空間内の特徴を認識して分析するものであって、深さ情報を欠いている。それというのも手術処置は角膜、つまり眼の最外層に施されるからである。多くの場合、角膜は表面を真に二次元にするために、平坦化さえされる。

【0060】

レーザービームを水晶体内、つまり眼内深くで集束させる場合には、状況は全く異なる。水晶体は、事前測定と手術との間だけではなく手術中も、遠近調節中にその位置、形状、厚さ、及び直径を変えることが可能である。機械的手段による手術用機器に眼を付着させることも、明確に定義されない形で眼の形状を変化させるおそれがある。このようなアタッチング機器は、眼を吸引リングで固定するか、又は眼を平面レンズ又は湾曲レンズで圧平することを含むことができる。さらに、手術中の患者の動きは付加的な変化を導入することがある。これらの変化は合計すると、眼内部の視覚的手掛かりを数ミリメートルもの大きさで変位させ得る。従って、眼の表面、例えば角膜の前面又は角膜輪部を機械的に基準化して固定することは、水晶体又はその他の眼内部位に高精度レーザー手術を施す場合には、満足のいくものとはならない。

30

【0061】

40

この問題に対処するために、レーザー伝送システム1は、R.M. Kurtz, F. Raksi及びM. Karavitisの同時係属中の米国特許出願第12/205,844号明細書(全体的に参照することにより本明細書中に組み込まれる)に記載されているような撮像システムと組み合わせることができる。撮像システムは、手術領域部分を撮像することによって眼の内部特徴に基づいて三次元位置基準を確立するように構成されている。これらの画像は術前に作成し、そして個々の変動及び変化を考慮するために手術処置と並行して更新することができる。これらの画像を使用して、高い精度及び高度な制御で所期の場所にレーザービームを安全に指向することができる。

【0062】

いくつかの実施形において、撮像システムは光コヒーレンス・トモグラフィ(OCT)

50

システムであってよい。撮像システムの撮像ビームは、別個の撮像光路、又は手術用ビームと部分的又は完全に共有する光路を有することができる。部分的又は完全に共有する光路を有する撮像システムは、コストを軽減し、撮像システム及び手術システムの較正をシンプルにする。撮像システムはまた、レーザー伝送システム1のレーザーと同じ、又はこれとは異なる光源を使用することができる。撮像システムはまたその独自のビームスキャン・サブシステムを有することができる、或いはレーザー伝送システム1のスキャン・サブシステムを利用することもできる。このようなOCTシステムのいくつかの異なるアーキテクチャが、前記同時係属中の出願明細書に記載されている。

#### 【0063】

レーザー伝送システム1は、視覚的観察光学素子との組み合わせで実施されることもできる。観察光学素子は、手術用レーザーのオペレータが手術レーザービームの効果を観察し、そして観察に応じてビームを制御するのを助けることができる。

#### 【0064】

最後に、赤外ひいては不可視の手術用レーザービームを使用するいくつかの実施態様において、可視周波数で動作する付加的なトラッキング・レーザーが採用されてよい。可視トラッキング・レーザーは、赤外手術用レーザー経路を追跡するように実施することができる。トラッキング・レーザーは、ターゲット組織の破壊を引き起こさないように十分に低いエネルギーで動作させることができる。観察光学素子は、ターゲット組織から反射したトラッキング・レーザーをレーザー伝送システム1のオペレータに指向するように構成されることができる。

#### 【0065】

図1において、撮像システム及び視覚的観察光学素子と連携するビームは、例えばビームスプリッター/二色性ミラー600を通してレーザー伝送システム1内にカップリングされる。本出願は、レーザー伝送システム1と撮像システム、観察システム、及びトラッキングシステムとの種々の組み合わせを広範に論じることはしない。組み込まれた米国特許出願第12/205,844号明細書に広範に論じられた数多くのこのような組み合わせは全て、本出願の範囲全体に含まれる。

#### 【0066】

図1のレーザー伝送システム1は、レーザーエンジン100と、プリコンペンセータ200と、XYスキャナ300と、第1ビームエキスパンダ・ブロック400と、可動ビームエキスパンダ・ブロック500と、ビームスプリッター/二色性ミラー600と、オブジェクト700と、患者インターフェイス800とを含む。第1ビームエキスパンダ・ブロック400及び可動ビームエキスパンダ・ブロック500を、まとめてZスキャナ450と呼ぶことにする。

#### 【0067】

下記の多くの実施形において、Z方向が基本的にレーザービームの光路に沿った、又は光学素子又は手術ターゲットの光軸に沿った方向であるという慣習が用いられる。Z方向に対する横方向はXY方向と呼ばれる。横方向という用語は、いくつかの実施形において横方向とZ方向とが互いに厳密には垂直でないかもしれないことを含むように、広義において用いられる。いくつかの実施形では、横方向は、半径方向座標に関連してより十分に説明されることができる。このように、横方向、XY方向、又は半径方向という用語は、記載の実施形では、全てZ方向に対してほぼ(必ずしも厳密とは限らない)垂直な同様の方向を意味する。

#### 【0068】

##### 1. レーザーエンジン100

レーザーエンジン100は、予め定められたレーザーパラメータを有するレーザーパルスを放出するためのレーザーを含むことができる。これらのレーザーパラメータは、1フェムト秒~100ピコ秒の範囲内、又は10フェムト秒~10ピコ秒の範囲内、又はいくつかの実施態様の場合には、100フェムト秒~1ピコ秒の範囲内のパルス継続時間を含むことができる。レーザーパルスは1パルス当たり、0.1マイクロジュール~1000

10

20

30

40

50

マイクロジュールの範囲、他の実施態様の場合には1マイクロジュール～100マイクロジュールの範囲のエネルギーを有することができる。パルスの繰り返し周波数は10kHz～100MHzの範囲、他の実施態様の場合には100kHz～1MHzの範囲であってもよい。他の実施態様は、これらの範囲限界の組み合わせに含まれるレーザーパラメータ、例えばパルス継続時間範囲1～1000フェムト秒を有することがある。特定の処置に対するレーザーパラメータは、例えば術前処置中に、又は患者の特定データ、例えば年齢に基づいた計算に基づいて、これらの広い範囲内で選択されることができる。

【0069】

レーザーエンジン100の例はNd：ガラス及びNd：Yagレーザー、及びその他の種々様々なレーザーを含むことができる。レーザーエンジンの動作波長は赤外又は可視範囲内にあることが可能である。いくつかの実施態様では、動作波長は700nm～2ミクロンの範囲内にあることが可能である。いくつかの事例では、動作波長は例えばYb又はNdに基づく赤外レーザーにおいて、1.0～1.1ミクロンの範囲内にあることが可能である。

10

【0070】

いくつかの実施態様の場合、レーザーパルスのレーザーパラメータは調節可能、及び可変である場合がある。レーザーパラメータは、短い切り換え時間で調節可能であり、ひいては、手術用レーザー伝送システム1のオペレータが、複雑な手術中にレーザーパラメータを変更するのを可能にする。このようなパラメータ変更は、レーザー伝送システム1の検知又は撮像サブシステムによる読み出しに応じて開始されることができる。

20

【0071】

レーザー伝送システムを第1の手術処置のために先ず使用し、続いて第2の異なる手術処置を実施する多ステップ処置の一部として、他のパラメータ変更を行うことができる。一例としては、眼の水晶体領域内で1つ又は2つ以上の手術ステップ、例えば囊切開ステップを先ず実施し、続いて眼の角膜領域内で第2手術処置を行うことが挙げられる。これらの処置を種々の順序で実施することができる。

【0072】

1パルス当たりのエネルギーが比較的低い、1秒当たり数万～10万ショット以上のパルス繰り返し率で動作する高繰り返し率パルスレーザーは、特定の利点を達成するために手術用途のために使用されることができる。このようなレーザーは1パルス当たり比較的低いエネルギーを使用して、レーザー誘起光破壊によって引き起こされる組織効果を局在化させる。いくつかの実施形の場合、例えば、破壊される組織の広がり、数ミクロン又は数10ミクロンに限定することができる。この局在化された組織効果は、レーザー手術の精度を改善することができ、特定の手術処置において望ましい可能性がある。このような手術の種々の実施形において、何百、何千、又は何百万ものパルスを、連続した、又はほとんど連続した、又は制御された距離だけ分離されている一連のスポットに伝送することができる。これらの実施形は特定の所期手術効果、例えば組織の切開、分離、又は破砕を達成することができる。

30

【0073】

パルス及びスキャンパターンのパラメータを、種々の方法によって選択することができる。例えば、これらは、水晶体の光学特性又は構造特性の術前測定に基づくことができる。レーザーエネルギー及びスポット分離は、水晶体の光学特性又は構造特性の術前測定に基づいて、又は年齢依存性アルゴリズムに基づいて選択されることもできる。

40

【0074】

2. プリコンペンセータ200

図2は、レーザービームの波面がいくつかの異なる形で、そしていくつかの異なる理由から理想拳動から逸脱し得ることを示している。これらの逸脱の大きい群は収差と呼ばれる。収差（及びその他の波面歪曲）が、理想近軸ガウス像点から実際像点を変位させる。図2は、射出瞳E×Pを通して射出する光の波面を示す。非歪曲球面波Gは、瞳から出て、波面Gの湾曲中心の点P1に収束する。Gはガウス基準球とも呼ばれる。収差波面Wは

50

G から逸脱して異なる点 P 2 に収束する。点 Q 1 における収差波面 W の収差 W は、非歪曲球面波 G に対する経路の光学的長さ：

【数 1】

$$\Delta W = n_i \overline{Q_1 Q_2},$$

によって特徴づけられることができ、ここで  $n_i$  は像空間内の媒質の屈折率であり、

【数 2】

$$\overline{Q_1 Q_2}$$

は点 Q 1 と Q 2 との距離である。

【0075】

一般に、収差 W は、射出瞳並びに焦点面の両方における座標に依存する。従って、この収差 W は、相関関数として考えることもできる。すなわちこれは、それらの像が光軸上の P 1 から  $r'$  だけ隔たった P 2 に収束する点の集合が、表面 W 上に位置しており、表面 W は、射出瞳 E x P において半径方向距離  $r$  を置いて W の量だけ基準球 G から逸脱していることを表している。回転対称システムの場合、 $r$  及び  $r'$  における二重べき級数展開に関して W を

【数 3】

$$\Delta W(r'; r, \Theta) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} a_{nm}^{2l+m} r'^{2l+m} r^n \cos^m \Theta.$$

と書くことができる。

【0076】

ここで  $r'$  は、焦点面における像点 P 2 の半径方向座標であり、そして  $r$  は、瞳における点 Q 1 の半径方向座標である。角度依存は球面角  $\Theta$  によって表される。 $n = 2p + m$  は正の整数であり、 $a_{nm}^{2l+m}$  は収差波面 W の展開係数である。参考のために、Optical Imaging and Aberrations, Part I. Ray Geometrical Optics by Virendra N. Mahajan, SPIE Optical Engineering Press を参照されたい。収差の項の次数は  $i = 2l + m + n$  によって与えられる。

【0077】

最大  $i = 4$  の項は、一次収差、すなわち球面収差、コマ収差、非点収差、フィールド湾曲及び歪曲に関連する。これらの一次収差と、 $a_{nm}^{2l+m}$  収差係数との実際の関係は、文献に記録されている。点物体を撮像するシステムの場合、像半径  $r'$  に対する収差項の明白な依存性は、無次元変数  $\rho = r'/a$  を導入することによって抑制することができる。ここで  $a$  は射出瞳の横方向線形の広がり、例えばその半径である：

【数 4】

$$\Delta W(\rho, \Theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} a_{nm} \rho^n \cos^m \Theta,$$

ここで

10

20

30

40

50

【数 5】

$$a_{nm} = a^n \sum_{l=0}^{\infty} {}_{2l+m} a_{nm} r^{2l+m}.$$

である。

【0078】

この注釈の恩恵は、収差係数  $a_{nm}$  が全て長さの次元を有し且つ射出瞳における対応収差の最大値を表すことである。この注釈において、例えば球面収差は収差係数  $a_{40}$  によって特徴づけられる。

10

【0079】

収差係数  $a_{nm}$  に関連する収差の説明は数学的に十分に定義されているが、これがいつも実験的に最もアクセスしやすいアプローチとは限らない。従って、3つの代わりに収差尺度を次に説明する。

【0080】

実験的なアクセスしやすさ及びテストしやすさと同様に、生体組織、例えば眼におけるビームの挙動は最も測定しやすいとはいえないことがある。有益なことに、眼内の光線が、生理学的に適切な塩濃度を有する塩水中の光線と極めて類似して挙動し、ここで光線を定量的に測定し記述し得ることが研究によって示されている。従って出願全体を通して、眼内のレーザー伝送システムの挙動を記述するときには、この記述は、記述された眼組織内、又は対応する塩水中の挙動を意味するものとする。

20

【0081】

図3A～Cは第2の収差尺度を示している。深さAの焦点面210にビームを集束させるように構成されたレーザー伝送システム1は、その代わりに深さBの動作焦点面211にビームを集束させるように動作させられた場合に球面収差を引き起こし得る。このような状況は例えば、三次元スキャン処置中、レーザービームの焦点が焦点面210から焦点面211へ動かされたときに発生し得る。

【0082】

図3Aは、レーザー伝送システム1が光線をその最適焦点面210に集束させる事例を示している。光線は極めて狭い半径方向の広がり、又は半径  $r_f(A)$  の最適焦点面210のスポット（焦点スポット）を通過する。この半径方向の広がり  $r_f(A)$  は、種々の理由から、例えば光ビームの回折という理由からゼロよりも大きいことが可能である。焦点スポットの半径を2つ以上の方法で定義することができる。  $r_f(A)$  の共通の定義は、スクリーンの位置を軸方向又はZ方向に沿って変化させるのに伴う、スクリーン上の光スポットの最小半径である。このZ深さは最小錯乱点と呼ばれる。この定義については図3Cに関連してさらに詳しく説明する。

30

【0083】

図3Bは、レーザー伝送システム1がいくらかの距離、例えば数ミリメートルだけ焦点を最適焦点面210から動作焦点面211に移動してスキャンする事例を示している。図から判るように光線は  $r_f(A)$  よりも大きい半径  $r_f(B)$  の焦点スポットを通過し、球面収差を引き起こす。収差係数  $a_{nm}$  及び焦点スポット半径と関連させた種々の精度の数式が作成されている。いくつかの事例においては、焦点スポット半径  $r_f$  は、収差を定量化するための、収差係数  $a_{nm}$  よりも実験的にアクセスしやすい尺度である。

40

【0084】

図3Cは、焦点スポット半径  $r_f$  のより定量的な定義を示している。図3Cは、ビームの重心から測定した、半径  $r$  のスポット内に含有されるエネルギーを示している。焦点スポット半径  $r_f$  の幅広く受け入れられている定義は、その内部にビームのエネルギーの50%が含有されている半径である。符号Aを付けられた曲線は、回折限界ビームにおいて

50

、ビームが図3Aにおけるようにその最適焦点面210に集束されると、ビームのエネルギーの50%を半径 $r = 0.8$ ミクロンのスポット内に含有又は包囲し得ることを示し、このことは、 $r_f(A)$ の有用な定義を提供する。

【0085】

レーザー誘起光学的ブレイクダウン(LIOB)に基づく手術処置は、レーザービームのエネルギーがウェル、又はシャープに画定された焦点スポット内に付与されると、より高い精度及び効率を有することができ、また望ましくない影響が少なくなる。LIOBは、強度(プラズマ)閾値を有する高度に非線形のプロセスである。すなわち典型的には、プラズマ閾値よりも高い強度を有するビームに晒された組織は、プラズマに変化するのに対して、プラズマ閾値未満の強度を有するビームに晒された組織は、プラズマ転移を被らない。従って、収差によって焦点スポットが広くなると、プラズマ閾値よりも高い強度を焦点面で達成するビームの比率が低下し、そして強度が閾値未満のままであるビームの比率が増大する。後者の比率のビーム分は、ターゲット組織によって効果的に吸収されることはなく、眼組織、大抵の場合には網膜まで伝搬し、望ましくない網膜照射を引き起こすおそれがある。

10

【0086】

角膜の矯正を目的とする手術処置のために、焦点面は典型的には、Z方向で(光軸に沿って)その最適深さ又は公称深さからわずかに約0.6mmだけスキャン又はシフトされる。それというも角膜の厚さは、基本的に0.6mmであり、稀な事例ではより厚いことがあるがしかし1mmを超えることはないからである。符号Bを付けられた曲線は、ビームの焦点面がその最適焦点面210から1mm(角膜処置のための上限推定値)だけ動作焦点面211へシフトされると、ビームのエネルギーの50%が、 $r_f(B) = 1.8$ ミクロンの最適焦点面内部に含有されることを示す。このシフトは収差を導入するが、しかしその程度は限定される。これに相応して、既存の角膜レーザーシステムのうち、その収差を全く補償しないものがある一方、ある程度制限されたレベルにすぎない補償を導入するものもある。

20

【0087】

収差係数 $a_{nm}$ 及び焦点面半径 $r_f$ の他に、第3の収差尺度がいわゆるストレールレシオSである。システムのストレールレシオSは、点源から発するビームに関して、システムの焦点面におけるビームのピーク強度を、回折限界で働く同等の完全撮像システムの理論上の最大ピーク強度で割り算した値として定義されることができ、文献には同等の定義も知られており、これらはストレールレシオSの定義範囲に含まれる。

30

【0088】

この定義に相応して、S値が小さければ小さいほど、収差は大きい。非収差ビームは $S = 1$ を有しており、従来より $S > 0.8$ のときには、その撮像システムは回折限界的であると言われる。

【0089】

収差の第4の定義は、つまり二乗平均平方根又はRMS波面誤差であって、射出瞳E×Pにおける波面全体にわたって平均された、図2の非歪曲波面Gから収差波面Wの逸脱Wを表すものである。はビームの波長の単位で表され、これを無次元の量にする。

40

【0090】

図4は、比較的小さな収差に対しては、収差のタイプとは無関係に及びSは下記経験式：

【数6】

$$S \approx e^{-(2\pi w)^2}$$

によって関係づけられ、ここでeは自然対数の底である。

【0091】

50



全部で4つの上記収差尺度は、レーザー伝送システム1の問題点を診断し、その設計を最適化するために有用である。従って、下では一般用語「収差尺度」は、これらの尺度、又はこれらの同等物のいずれか1つを意味することができる。なお、収差の増大は、収差係数  $a_{nm}$ 、焦点面半径  $r_f$ 、及びRMS波面誤差の増大によって、そしてストレールレシオ  $S$  の減少によって捕らえられる。

【0092】

これらの収差尺度の関係は、特定例における球面収差係数  $a_{40}$ 、及び対応ストレールレシオ  $S$  を示すことにより実証される。この例において、手術用レーザーシステムは、眼組織内でその表面下の異なる深さにレーザービームを集束させる。レーザービームは波長1マイクロメートル及び  $NA = 0.3$  開口数で回折限界的であり、また、垂直入射角を成して組織表面に集束させられる。この例の数字は、システムの焦点面近くにスキャン深さと等しい厚さを有する平面平行なプレートを加え、そして塩水に対して計算を行う結果と同様であり得る。

10

【0093】

組織の表面は、等式(2)及び(3)によって特徴づけられる、ビーム内の収差を導入する。球面収差係数  $a_{40}$  によって特徴づけられる球面収差は、表面でゼロであり、ストレールレシオはまさにその構造により  $S = 1$  である。

【0094】

LASIK手術は典型的には0.1mmの深さにフラップを形成する。これらの深さでは、ストレールレシオ  $S$  は約0.996まで低減した。これは僅かな減少に過ぎない。ほぼ角膜前面に位置する0.6mmの深さでも、 $S$  は約0.85である。これはピーク強度の無視できない減少ではあるが、しかし、レーザービーム強度を調節することにより、まだ補償することができる。

20

【0095】

他方において、眼内の水晶体の前面を特徴づける5mmの深さでは、ストレールレシオは  $S = 0.054$  まで減少し得る。この深さ及びストレールレシオでは、ビーム強度はプラズマ閾値のかなり下に低減され、ひいては、ビームはLIOBを発生させることができない。このような急激なピーク強度損失は、レーザー出力を高くすることにより補償できるとしても、望ましくない結果、例えば網膜に対する深刻な過剰照射、又は気泡サイズの過度の増大という結果を伴う。

30

【0096】

表1は、今説明したストレールレシオに対応する球面収差係数  $a_{40}$  を示す。表から判るように、球面収差は組織深さとともにほぼ線形に増大するのに対して、ストレールレシオ  $S$  は非線形に挙動する。

【表1】

組織内の深さ [mm]	球面収差 $a_{40}$ [ミクロン]	ストレールレシオ $S$
0	0.00	1.000
0.1	-0.04	0.996
0.6	-0.24	0.856
5	-2.00	0.054
10	-3.99	0.041

40

表1

【0097】

水晶体溶解、嚢切開の実施を目的とした手術処置、又は結晶体に対する他の手術処置において、焦点面はしばしば、5mmという大きさであり得る水晶体深さ全体にわたってス

50

キャンされる。さらに一体型角膜・水晶体用システムの場合、全スキャン深さは、角膜から水晶体前面まで、約10mm延びることができる。図3Cにおいて符号Cを付けられた曲線は、このような事例において焦点スポット半径が $r_f(C) = 18$ ミクロンまで増大することを示している。この値はあまりにも大きくて、 $r_f(A)$ 及び $r_f(B)$ と同じプロット上に現れることさえできない。いくつかの実施態様の場合、最適焦点面は、深さスキャン範囲の途中に位置するように選択することができ、そしてレーザービームは $\pm 5$ mmの深さ範囲でスキャンされてよい。この場合、 $r_f(C)$ は10ミクロンまで低減されることができる。

#### 【0098】

これらの大きい $r_f(C)$ 値は、他の3つの収差尺度 $a_{40}$ 、 $S$ 及び $\theta$ において大きい収差量に変わる。明らかに、10分の数ミリメートルだけしかスキャンしない角膜処置とは対照的に、水晶体手術のこれらの大きな収差は、望ましくない結果を補償又は管理するためのレーザー伝送システム1の設計に多大な難題をもたらす。

#### 【0099】

水晶体手術に伴う大きい収差尺度の問題に対処するために、いくつかの実施態様は、球面収差を事前補償し、そして収差尺度を改善するためのプリコンペンセータ200を含む。これらの収差は、ターゲット組織内で、又はレーザー伝送システム1内部の光路の一部に沿って、又は光路全体に沿って発生し得る。

#### 【0100】

図5が示す(原寸に比例していない)ように、収差尺度 $r_f(C)$ 、 $a_{40}$ 、 $S$ 及び $\theta$ が焦点スポットの深さ $z$ 及び光軸からの半径方向距離 $r$ に依存するので、以下では、収差尺度が或る値を取ると記載されているときには、このことは、その収差尺度がいくつかの選択された基準点において記載の値をとっていることを意味するものとする。一組の関連する基準点は、全てミリメートル単位において、これらの円柱座標 $(z, r)$ :  $P1 = (0, 0)$ 、 $P2 = (2, 6)$ 、 $P3 = (5, 0)$ 、 $P4 = (8, 0)$ 、 $P5 = (8, 3)$ によって記述されることができる。眼の主要構造がほぼ円柱対称性を呈するので、これらのP基準点は任意のアジマス角 $\theta$ を成して配置されることができる。従ってこれらのP点は、3つの円柱座標のうちの2つのみによって参照され、アジマス角 $\theta$ は表示されない。P1は、中心に位置する角膜処置にとって典型的な点であり、P2は、周囲角膜処置にとって典型的であり、P3は水晶体前部に関連し、P4は、水晶体後部に関連し、そしてP5は周囲水晶体基準点である。他の基準点を採用して、レーザー伝送システムの収差を特徴づけることもできる。いくつかの事例では、収差尺度は、動作波面、又は照射される部位全体にわたって平均された収差尺度を意味することもできる。

#### 【0101】

収差尺度は、いくつかの異なる方法で割り出すことができる。光路の選択区分、例えばターゲット組織のモデル、又はレーザー伝送システム1の区分を通して、コンピュータ支援設計(CAD)プロセスでレーザービームの波面をトラッキングすることができる。或いは、レーザービームの収差は、実際のレーザー伝送システム、又はこれらの2つの処置の組み合わせで測定されることもできる。

#### 【0102】

従って、いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200によって導入される事前補償は、ターゲット組織自体を含んでよい選択された光路部分に沿って収差尺度を割り出し、計算し、又は測定し、次いで割り出し、計算、又は測定によって得られた収差の予め選択された一部を補償するために必要とされる事前補償量を割り出すことによって選択されることができる。

#### 【0103】

プリコンペンセータ200は、球面収差を効率的に修正、又は事前補償することができる。なぜならば球面収差は主として軸方向の光線に影響を与えるからである。他のタイプの収差、例えば横方向収差、非点収差、及びコマ収差は、光軸からオフセットされた光線を含めて、非ゼロ角光線、並びにフィールド光線に影響を与える。レーザーエンジン10

10

20

30

40

50

0によって生成されるレーザービームは基本的に軸方向のビームであるが、光路内の種々のブロック、最も顕著にはXYスキャナ300が、この軸方向ビームを、フィールド光線を有する非ゼロ角ビームに変換する。

【0104】

従って、プリコンペンセータがXYスキャナ300の後に配置されている設計では、ビームのフィールド光線がいくつかの異なる収差を発生させ得る。種々異なる収差のこのような出現は、設計上の大きな難題を課す。なぜならば(i)ビームの最適化が収差のいくつかを補償することを必要とすることがあり、また(ii)種々異なるタイプの収差は互いに独立していないからである。こうして、1つのタイプの収差を補償すると、典型的には、望ましくない他のタイプの収差を招くことになる。

10

【0105】

従って、コンペンセータがXYスキャナの後に配置されているアーキテクチャでは、球面収差は典型的には、ある程度制限された程度までしか補償されず、他のタイプの望ましくない収差の導入という犠牲を払うことになる。

【0106】

対照的には、本発明のレーザー伝送システム1の実施態様は、XYスキャナ300の前にプリコンペンセータ200を有することができる。このような設計は、プリコンペンセータ200が、他のタイプの望ましくない収差を導入することなしに、球面収差を事前補償するのを可能にする。

【0107】

いくつかの実施形は、レーザー伝送システム又はターゲット組織の後続セグメントによって引き起こされる軸外収差を事前補償するために、リコンペンセータ200による軸上事前補償を導入することにより、軸上及び軸外収差の上述の相互依存を活用することさえることができる。

20

【0108】

図6A～Bは、プリコンペンセータ200の理想的動作を概略的に示している。

【0109】

図6Aは、プリコンペンセータなしのレーザー伝送システム1を示している。一般に光路セグメント301は、ある程度のレベルの球面収差を導入することができる。このことは、光路セグメント301に入る非歪曲波面、及び光路セグメント301を去る収差を有する波面によって示される。このセグメントは、光路の任意のセグメント、例えばターゲット組織の一部、又はターゲット組織全体、又はレーザー伝送システム1内部の光路の一部であってよい。

30

【0110】

図6Bは、プリコンペンセータ200が波面の補償用(又は補完)歪曲を導入できることを示している。この事前補償済の波面は次いで光路セグメント301に入り、このセグメントが、歪曲が低減された、又は歪曲のない波面を出力するようにする。

【0111】

いくつかの既存のシステムは、専用のコンペンセータを全く有していない。他のシステムは、レンズ又はレンズ群によって球面収差を分散状にのみ補償することがある。レンズ又はレンズ群は他の機能も有し、XYスキャナの後に位置決めされる。これらの既存のシステムの場合、レンズのパラメータは、種々異なる機能間で妥協点を見いだす結果として選ばれ、このことは性能を制限することになる。

40

【0112】

対照的に、レーザー伝送システム1の実施態様は、XYスキャナ300の前に配置された専用プリコンペンセータ200を有することができる。いくつかの実施態様では、プリコンペンセータ200は、第1の光学ユニット、又はレンズ群であり、これはレーザーエンジン100からのレーザービームを受容する。その場所に基つき、レーザービームは非ゼロ角光線又はフィールド光線(XYスキャナ300によってもたらされることがある)を発生させることなしにプリコンペンセータ200に達するので、これらの実施態様は高

50

レベルの事前補償を達成することができる。事前補償はまた、これがプリコンペンセータ 200 の主要機能であるため効率的であり、ひいては付加的な機能のために役立つレンズによって補償を行う既存のシステムとは異なって、設計上の妥協を極めて制限された状態にしておくことができる。

【0113】

これらの理由から、このような実施形では、他のタイプの収差に影響を及ぼすか又は他のタイプの収差を導入することなしに、球面収差を高度に修正することが可能である。

【0114】

収差の理論において、複合レンズ系の球面収差がほぼ個々の構成部分の球面収差の和であることが知られている。従って、レーザー伝送システム 1 のいくつかの実施形の場合、等しい量の、しかし対向符号を有する収差を導入するようにプリコンペンセータ 200 を設計することにより、望ましくない量の球面収差を事前補償することができる。

10

【0115】

一例として、眼組織内部の焦点スポットの深さが 5 mm だけその光学焦点面から移動されたとき、球面収差  $a_{40}$  (表 1 による) は -2.0 マイクロメートルである。従って、いくつかの実施形の場合、プリコンペンセータ 200 は、収差尺度  $a_{40} = +2.0$  マイクロメートルを導入することができる。第 1 近似において、この事前補償は、焦点スポットを 5 mm シフトすることによってもたらされた球面収差を基本的に排除し、これに相応してストレールレシオを増大させて  $S = 0.054$  から  $S = 1$  に戻すことができる (この単純な例は他の収差源を無視した)。

20

【0116】

「非事前補償型」レーザー伝送システム 1、すなわちプリコンペンセータ 200 が取り除かれているレーザー伝送システムの収差尺度と、「事前補償型」レーザー伝送システム、すなわちプリコンペンセータ 200 が取り除かれていないシステムの収差尺度とを比較することにより、下記いくつかの実施形を特徴づける。

【0117】

いくつかの実施形では、プリコンペンセータ 200 を設置すると、非事前補償型レーザー伝送システム 1 の値  $S < S(\text{precomp})$  から、事前補償型レーザー伝送システム 1 の値  $S > S(\text{precomp})$  にストレールレシオを増大させることができる。いくつかの実施形において、 $S(\text{precomp})$  は、例えば 0.6, 0.7, 0.8 又は 0.9 であり得る。

30

【0118】

上述のように、ここでのそして下記のこのストレールレシオ  $S$  は、上記 5 つの基準点  $P_1 \sim P_5$  におけるストレールレシオ  $S(P_1), \dots, S(P_5)$  のうちのいずれか 1 つ、又は何らかの他の予め定められた基準点におけるストレールレシオ、又は 5 つの基準点にわたるストレールレシオの平均、又は動作波面にわたる平均を意味することができる。

【0119】

また、ストレールレシオは、レーザーエンジン 100 からのレーザービームを受容し、オブジェクト 700 で終わり、そして眼ターゲット組織内に焦点スポットを形成するレーザー伝送システム 1 全体を意味することができる。いくつかの他の事例では、この用語は空気を含む他のターゲットを意味することもできる。いくつかの実施形では、この用語はレーザー伝送システム 1 のサブシステムを意味することができる。

40

【0120】

いくつかの実施形において、ピコ秒以上の継続時間を有するレーザーパルスの変換限界バンド幅よりも少なくとも一桁大きい関連バンド幅を有するパルスの場合、プリコンペンセータ 200 を非事前補償型レーザー伝送システム 1 に加えることにより、 $S = S(\text{precomp})$  未満の非事前補償型の値から、 $S = S(\text{precomp})$  を上回る事前補償型の値へストレールレシオを増大させることができる。上述のように、 $S(\text{precomp})$  は、例えば 0.6, 0.7, 0.8 又は 0.9 であり得る。

【0121】

50

いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200をレーザー伝送システム1に加えることにより、 $S = S(\text{precomp})$ 未満の非事前補償型の値から、 $S = S(\text{precomp})$ を上回る事前補償型の値へ、波長範囲0.4ミクロン~1.1ミクロンにわたってストレールレシオを増大させることができる。上述のように、 $S(\text{precomp})$ は、例えば0.6, 0.7, 0.8又は0.9であり得る。

【0122】

いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200を加えることにより、プリコンペンセータ200なしのレーザー伝送システム1に相当する $NA = NA(\text{precomp})$ 未満の非事前補償型の値から、プリコンペンセータ200を有するレーザー伝送システム1に相当する $NA = NA(\text{precomp})$ を上回る事前補償型の値へ、システム開口数を増大させることができる。いくつかの実施形において、 $NA = NA(\text{precomp})$ は、例えば0.2, 0.25, 0.3又は0.35であり得る。

10

【0123】

いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200なしのレーザー伝送システム1にプリコンペンセータ200を加えることにより、 $r_f(\text{precomp})$ を上回る非事前補償型の値から、プリコンペンセータ200を有するレーザー伝送システム1に相当する $r_f(\text{precomp})$ 未満の事前補償型の値へ、ターゲット組織内の焦点スポット半径 $r_f$ を減少させることができる。いくつかの実施形において、 $r_f(\text{precomp})$ は、例えば2, 3又は4ミクロンであり得る。

【0124】

20

いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200を設置することにより、非事前補償型のレーザー伝送システム1の $>(\text{precomp})$ の値から、事前補償型のレーザー伝送システム1の $<(\text{precomp})$ の値へ、RMS波面誤差を増大させることができる。いくつかの実施形において $(\text{precomp})$ は例えば、全てレーザービームの波長の単位において、0.06, 0.07, 0.08又は0.09であってよい。

【0125】

いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200を設置することにより、非事前補償型のレーザー伝送システム1の $a_{40} > a_{40}(\text{precomp})$ の値から、事前補償型のレーザー伝送システム1の $a_{40} < a_{40}(\text{precomp})$ の値へ、球面収差係数を増大させることができる。いくつかの実施形において、 $a_{40}(\text{precomp})$ は例えば2, 3又は4マイクロメートルであってよい。

30

【0126】

いくつかの実施形において、非事前補償型のレーザー伝送システム1内にプリコンペンセータ200を設置することにより、下記収差尺度：RMS波面誤差、球面収差尺度 $a_{40}$ 、及び焦点スポット半径 $r_f$ のうちの少なくとも1つを、非事前補償型の値から少なくとも事前補償パーセンテージ $P(\text{precomp})$ だけ低減することができ、或いは、ストレールレシオ $S$ を少なくとも事前補償パーセンテージ $P(\text{precomp})$ だけ増大させることができる。いくつかの実施形において、 $P(\text{precomp})$ は例えば10%、又は20%、又は30%、又は40%であってよい。

【0127】

40

上記のように、これらの収差尺度のいずれも、基準点 $P_1, \dots, P_5$ のいずれか1つ、又は何らかの他の予め定められた基準点、又は基準点における値の平均に属することができ、或いは波面にわたる平均であってよい。

【0128】

いくつかの実施態様において、プリコンペンセータ200は、非球面収差、例えば一次収差又はより高次の収差を補償することができる。いくつかの事例において、プリコンペンセータ200は軸外光線の事前補償を実施することもできる。

【0129】

いくつかの実施態様において、RMS波面誤差を0.075を上回っては増大させないようにしながら、又は例えば0.8の値を有する $S(\text{precomp})$ を上回るようにスト

50

レーンレシオを保ちながら、プリコンペンセータ200は他のタイプの収差を事前補償する。

【0130】

いくつかの実施態様において、プリコンペンセータ200は、プリコンペンセータ200を出るビームの半径 $r_b$ を、 $r_b = r_b(\text{precomp})$ を上回る値まで増大させることができる。ここで $r_b(\text{precomp})$ は例えば5mm又は8mmであり得る。

【0131】

プリコンペンセータ200内に1つ又は2つ以上の可動レンズを含むことにより、これらの機能性のいくつかを達成することができる。位置アクチュエータは、可動レンズを動かして、プリコンペンセータ200のレンズのうちのいくつかのレンズ間の距離を変化させることができる。

10

【0132】

1つの可動レンズを有する実施形の場合、プリコンペンセータ200の可動レンズは、光軸に沿ってレーザー伝送システム1の焦点面又はポットを0.3~4.0mmだけ、いくつかの他の実施形の場合には0.5~2.0mmだけ動かすことができる。

【0133】

いくつかの実施形の場合、可動レンズが中央位置にあるときに、上記5つの基準点 $P_1, \dots, P_5$ におけるストレーンレシオ $S(\text{low})$ の少なくとも1つが $S = S(\text{movable})$ 未満である場合、可動レンズを動かすことにより、 $S = S(\text{movable})$ を上回る値までストレーンレシオ $S(\text{low})$ を増大させることができる。 $S(\text{movable})$ は、0.6, 0.7, 0.8又は0.9であってよい。

20

【0134】

いくつかの実施形の場合、可動レンズを動かすことにより、ストレーンレシオ $S$ を0.6~0.9の範囲で変化させることができる。他の実施形では0.70~0.85の範囲で可能である。

【0135】

プリコンペンセータ200がXYスキャナ300又はその他のビームエキスパンダの前に配置されているので、ビーム半径はまだ小さい。従って、可動レンズは小さいことが可能である。そして可動レンズが小さいため、位置アクチュエータはこれを極めて速く動かすことができ、焦点深度の極めて素早い変更を可能にする。このような特徴は深さスキャン、又はこれらの実施態様ではZスキャンをスピードアップし、又はZスキャン速度を、典型的にはより速いXYスキャン速度と同等のものにすることができる。

30

【0136】

いくつかの典型的な既存システムの場合、収差は、主として光学手段、例えばレンズによって補償される。今説明した可動レンズ型プリコンペンセータ200は、高速可動レンズを利用することにより、この機能を良好に実施することができる。具体的には、レーザービームがXYスキャナ300でスキャンされる場合、可動レンズを十分に高い速度で動かすことができるので、XYスキャンに伴う収差は所期レベルまで補償される。

【0137】

図7Aは、このような態様が、横方向の手術切開206が施され、平面状又は湾曲状の患者インターフェイス208の接触面を基本的にトラッキングするときにより有用であり得ることを示している。小型可動レンズの速度は、XYスキャンによって必要とされる速度でZスキャンを行い、所期の湾曲状切開部を形成するのを可能にする。

40

【0138】

いくつかの実施形において、湾曲状切開部、又は湾曲状ターゲットラインの湾曲又は半径は1mm、10mm、及び100mmよりも小さいことが可能である。

【0139】

図7Bは、高いZスキャン速度の別の有用な態様を示している。大抵の光学システムの焦点面は多少湾曲している。基本的に真直ぐな横方向切開部、従って焦点面の湾曲をトラッキングしない切開部を形成することが望ましい場合、焦点深度は、焦点面の湾曲を補償

50

するように高速横方向XYスキャンと同期して、連続的に再調節される必要がある。例えば、ラスタースキャン・パターンによる半径方向切開又は平面状切開の場合、半径方向座標又はXY座標の変化が極めて速いことがあり得る。これらの処置の場合、Zスキャン速度が高いと、このことは所期の真直ぐの切開部を形成するのに助けることができる。

【0140】

最後に、Zスキャン速度が高いことは、何らかの高速手術処置、例えば角膜処置を実施するのに有用であることもある。

【0141】

いくつかの実施形において、可動レンズ型プリコンペンセータ200は、焦点スポットの最大横方向スキャン速度の少なくとも5%の軸方向速度で、レーザー伝送システムの焦点スポットの深さを変化させることができる。いくつかの実施形においては、焦点スポットの最大横方向スキャン速度の少なくとも10%の軸方向速度でこのことが可能である。いくつかの実施形においては、焦点スポットの最大横方向スキャン速度の少なくとも20%の軸方向速度でこのことが可能である。

10

【0142】

いくつかの実施形において、可動レンズ型プリコンペンセータ200は、焦点スポットのZ座標を、Zスキャン時間において0.5~1ミリメートルだけ変化させることができる。

【0143】

いくつかの実施態様の場合、このZスキャン時間は10~100ナノ秒、100ナノ秒~1ミリ秒、1ミリ秒~10ミリ秒、及び10ミリ秒~100ミリ秒の範囲にあることが可能である。

20

【0144】

いくつかの実施態様の場合、レンズ群の可動レンズは、第1収差尺度を少なくとも可動パーセンテージP(movable)だけ低減するように、Z可動範囲で運動可能である。ここで第1収差尺度は、球面収差係数 $a_{40}$ 、RMS波面誤差、及び焦点面半径 $r_f$ であり得、そして可動パーセンテージは10%、20%、30%及び40%であり得る。

【0145】

いくつかの実施態様の場合、レンズ群の可動レンズは、ストレールレシオSを少なくとも可動パーセンテージP(movable)だけ増大させるように、Z可動範囲で運動可能である。可動パーセンテージは10%、20%、30%及び40%であり得る。

30

【0146】

いくつかの実施態様の場合、可動レンズ型プリコンペンセータ200は、可動レンズを動かすことによって基本的に独立して、レーザー伝送システム1の開口数NA、焦点スポットのZ深さ、収差尺度のうちのいずれか1つ、及びビーム直径を変化させることができる。換言すれば、可動レンズを動かすことにより、レーザー伝送システム1のこれら4つの特徴のうちのいずれか1つを、他の2つの特徴を変化させることなしに変化させることができる。これらの実施態様は実施態様のオペレータに相当の制御を提供する。

【0147】

プリコンペンセータ200の機能のうちのいくつかは、ビームコンディショニング (beam conditioning) 又はビームエキスパンディング (beam expanding) と呼ばれることがある。これに相応して、いくつかの既存のシステムでは、同様の機能を有するブロックは、ビームコンディショナ又はビームエキスパンダと呼ばれる。

40

【0148】

いくつかの実施態様において、プリコンペンセータ200は、上記機能を達成するためにただ1つのレンズを含む。

【0149】

いくつかの実施態様において、プリコンペンセータ200は、上記機能を達成するために2~5つのレンズを含む。

【0150】

50

図8Aは、レンズ221とレンズ222とレンズ223とを含むプリコンペンセータ200の3つのレンズの実施態様を示している。

【0151】

図8Bは、レンズ221'と可動レンズ222'とレンズ223'とを含む可動レンズ型プリコンペンセータ200'の3つのレンズの実施態様を示している。

【0152】

図8Cは、レンズ231～234を含むプリコンペンセータ200''の4つのレンズの実施態様を示している。

【0153】

図8Dは、レンズ231'と可動レンズ232'とレンズ233'とレンズ234'とを含む可動レンズ型プリコンペンセータ200'''の4つのレンズの実施態様を示している。

【0154】

表2～4は、図8A～Bのプリコンペンセータ200及び200'の3つのレンズの種々の実施形を示している。プリコンペンセータ200の実施態様は薄いレンズを使用することができる。従って、これらのレンズは、個々のレンズの屈折力及び次のレンズからの距離に関して記述することができる。

【0155】

図2は、図8Aにも示されているプリコンペンセータ200の3つの固定されたレンズの実施態様を示している。表2において、欄1はレンズ番号を示し、欄2はジオプター $D_i$  ( $i = 1, 2, 3$ )で測定された屈折力を示し、そして欄3はレンズ $i$ と $i + 1$ との間の距離 $d_i$  ( $i = 1, 2$ )を示す。

【表2】

レンズ番号	屈折力 [1/m]	次のレンズまでの距離 [mm]
221	$D1 = (-3, -5)$	$d1 = (60, 100)$
222	$D2 = (3, 5)$	$d2 = (3, 9)$
223	$D3 = (-3.5, -6)$	

図8Aについての表2

【0156】

表3は、図8Bにおけるように、2つの可動レンズ222'及び223'を備えたプリコンペンセータ200'の考えられ得る実施形を示している。図8Bは、欄3及び4に記載された2つの形態A及びBにおけるレンズ間隔 $d_{iA}$ 及び $d_{iB}$ を示している。レンズ間隔 $d_i$ は、 $d_{iA}$ と $d_{iB}$ との間で連続的に変化することができる。

【表3】

レンズ番号	屈折力 [1/m]	次のレンズまでの距離 [mm] 形態A	次のレンズまでの距離 [mm] 形態B
221'	$D1 = (-3, -5)$	$d1A = (60, 100)$	$d1B = (1.0, 9.0)$
222'	$D2 = (3, 5)$	$d2A = (3, 9)$	$d2B = (20, 40)$
223'	$D3 = (-3.5, -6)$		

図8Bについての表3



## 【 0 1 5 7 】

表 4 は、種々の実施形において、上記パラメータ  $D_i$  及び  $d_i$  は、数多くの設計上の考察事項、例えば種々異なるビーム・サイズ及び利用可能な空間に応じて、幅広いインターバルの値を取ることができる。これらの実施形のパラメータのいくつかを、スケーリングによって表 2 ~ 3 の実施態様に、すなわち屈折率をスケーリング・ファクタ  $a$  に、そして距離を対応スケーリング・ファクタ  $1/a$  に結びつけることができる。さらに、屈折率を許容ファクタ  $t_1 \sim t_3$  によって付加的に変更することにより、許容度及び設計実施形の差異を許すことができる。これらの関連を表 4 にまとめる。

## 【表 4】

レンズ番号	屈折力 [1/m]	次のレンズまでの距離 [mm]
221	$D1 \cdot a \cdot t1$	$d1/a$
222	$D2 \cdot a \cdot t2$	$d2/a$
223	$D3 \cdot a \cdot t3$	

図8A-Bについての表 4

10

## 【 0 1 5 8 】

いくつかの実施形において、スケーリング・ファクタ  $a$  は 0.3 ~ 3 の範囲にあることが可能であり、そして許容ファクタ  $t_1$  ,  $t_2$  及び  $t_3$  は 0.8 ~ 1.2 の範囲にあることが可能である。

## 【 0 1 5 9 】

同様に表 5 は、プリコンペンセータ 200' の種々の 4 つのレンズの実施形を示す。ここでは図 8 C に示されているように、レンズ 231 , 232 , 233 及び 234 が固定されている。

## 【表 5】

レンズ番号	屈折力 [1/m]	次のレンズまでの距離 [mm]
231	$D1 = (-15, -20)$	$d1 = (100, 130)$
232	$D2 = (-5, -8)$	$d2 = (32, 41)$
233	$D3 = (-25, -35)$	$d3 = (33, 45)$
234	$D4 = (7, 10)$	

図8Cについての表 5

30

## 【 0 1 6 0 】

表 6 は、1 つの可動レンズ 232' を有する図 8 D のプリコンペンセータ 200' の 4 つのレンズの実施形を示している。

40

【表 6】

レンズ番号	屈折力 [1/m]	次のレンズまでの距離 [mm] 形態A	次のレンズまでの距離 [mm] 形態B
231	D1= (-15, -20)	D1A= (100, 130)	d1B= (120, 140)
232	D2= (-5, -8)	d2A= (32, 41)	d2B= (20, 30)
233	D3= (-25, -35)	d3A= (33, 45)	d3B= (31, 42)
234	D4= (7, 10)		

10

図8Dについての表 6

## 【 0 1 6 1 】

3つのレンズの実施形におけるように、4つのレンズを有するプリコンペンセータ200' '及び200' ' 'のパラメータは広い範囲の値を取ることができる。これらの実施形のいくつかのもののパラメータは、やはり表4と同様に、それぞれスケール・ファクタ $a$ 、 $1/a$ 、 $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 及び $t_4$ によって互いに関連づけられることができる。スケール・ファクタ $a$ は、0.2~5の範囲にあることが可能であり、そして許容ファクタ $t_1$ 、...、 $t_4$ は0.7~1.3の範囲にあることが可能である。

20

## 【 0 1 6 2 】

他の実施態様の場合、他の組み合わせ及び範囲が採用される。これらの範囲内で、レーザー伝送システム1の多くの実施態様が可能である。それというのも、種々異なる選択肢をもたらす数多くの異なる機能に合わせてシステムを最適化することができるからである。設計に妥協点を見いだすこと及び最適化に制約を設けることにより、それぞれ独自の利点を有する数多くの実施形をもたらすことができる。数多くの可能性が上記表2~6のパラメータの範囲によって示されている。

## 【 0 1 6 3 】

プリコンペンセータ200'の1つの可動レンズの実施態様の場合、可動レンズは、レーザーシステムの特徴の1つを基本的に独立して変化させることができる。これらのパラメータは、Z焦点深度、開口数NA、収差尺度のいずれか1つ、及び射出ビームの直径を含む。例えば、この実施形は、オペレータが、例えばZ焦点深度を変えることなしにレーザー伝送システム1の開口数を変えるのを可能にする。

30

## 【 0 1 6 4 】

いくつかの実施形において、プリコンペンセータ200は独立して可動の2つの素子を有している。このような実施形は、オペレータがレーザービームの2つの特徴を独立して、例えば収差を固定させたままビーム直径及び開口数NAを制御するのを可能にする。

## 【 0 1 6 5 】

図9は、別のレーザー伝送システム1'の一例を示している。ここでは、種々の光学的ブロックのZスキャン機能が強調される。具体的には、レーザーエンジン100はレーザービームを発生させ、このレーザービームは第1Zスキャナ250によって受容される。第1Zスキャナ250は、レーザーエンジン100からのレーザービームを受容し、そしてレーザー伝送システム1'の光軸に沿って第1Zインターバルにわたってレーザー伝送システム1'の焦点をスキャンする。第1Zスキャナ250によって出力されたビームはXYスキャナ300によって受容される。XYスキャナ300は、レーザーシステムの光軸に対して基本的に横方向でレーザービームをスキャンする。XYスキャンされた出力レーザービームは、次いで第2Zスキャナ450によって受容され、第2Zスキャナ450は、レーザーシステムの光軸に沿って第2Zインターバルにわたってレーザーシステムの焦点をスキャンする。

40

## 【 0 1 6 6 】

50

いくつかの実施態様の場合、第1 Z スキャナ 250 は、第1 Z インターバルが角膜手術処置に適するように構成されており、そして第2 Z スキャナ 450 は、第2 Z インターバルが前部手術処置に適するように構成されている。

【0167】

いくつかの実施態様の場合、第1 Z インターバルは0.05 ~ 1 mm の範囲内にあり、そして第2 Z インターバルは1 ~ 5 mm の範囲内にある。

【0168】

いくつかの実施態様の場合、第1 Z インターバルは1 ~ 5 mm の範囲内にあり、そして第2 Z インターバルは5 ~ 10 mm の範囲内にある。

【0169】

いくつかの実施態様の場合、第1 Z スキャナ 250 は、第1 Z インターバル0.05 mm ~ 1 mm にわたって第1 Z スキャン時間で焦点をスキャンするように構成されている。第1 Z スキャン時間は、10 ~ 100 ナノ秒、100 ナノ秒 ~ 100 ミリ秒、1 ミリ秒 ~ 10 ミリ秒、及び10 ミリ秒 ~ 100 ミリ秒の範囲のうちの1つにあることが可能である。

【0170】

いくつかの実施態様の場合、第2 Z スキャナ 450 は、第2 Z インターバル1 mm ~ 5 mm にわたって第2 Z スキャン時間で焦点をスキャンするように構成されている。第2 Z スキャン時間は、10 ミリ秒 ~ 100 ミリ秒、及び100 ミリ秒 ~ 1 秒の範囲のうちの1つにあることが可能である。

【0171】

いくつかの実施態様の場合、第1 Z スキャナ 250 は、レーザービームの開口数を10%よりも多く変化させるように構成されている。

【0172】

いくつかの実施態様の場合、第2 Z スキャナ 450 は、レーザービームの開口数を10%よりも多く変化させるように構成されている。

【0173】

いくつかの実施態様の場合、第1 Z スキャナ 250 は、レーザービームの開口数を25%よりも多く変化させるように構成されている。

【0174】

いくつかの実施態様の場合、第2 Z スキャナ 450 は、レーザービームの開口数を25%よりも多く変化させるように構成されている。

【0175】

図10は、上記素子の多くの変更形を示す要約表である。図示のように、いくつかの実施形は、XY スキャナ 300 の前の0個のZ 深さスキャナ、1つのZ 深さスキャナ、XY スキャナ 300 の後の1つのZ 深さスキャナ、そしてXY スキャナ 300 の前の2つのZ 深さスキャナ、1つのZ 深さスキャナ、及びXY スキャナ 300 の後の1つのZ 深さスキャナを有することができる。

【0176】

さらに、いくつかの実施形は、XY スキャナ 300 の前の0個のNA コントローラ、1つのNA コントローラ、XY スキャナ 300 の後の1つのNA コントローラ、そしてXY スキャナ 300 の前の2つのNA コントローラ、1つのNA コントローラ、及びXY スキャナ 300 の後の1つのNA コントローラを有することができる。

【0177】

ここで、Z スキャナ及びNA コントロールは極めて一般的には、それぞれZ 深さ及び開口数NA を変更することができる単レンズ又はレンズ群を意味する。いくつかの事例では、これらのモディファイアは、単一の電気的なアクチュエータによって作動又は制御することができる。このアクチュエータは、ビームのNA 又はZ 深さを変更するために、モディファイアのレンズを同期的に動かす。

【0178】

10

20

30

40

50

Z スキャナ及びNA コントローラの両方は、図9の第1 Z スキャナ250及び第2 スキャナ450内に収容することができる。いくつかの事例では、対応する光学素子は個別のものであり、他の実施形では、同じZ スキャナ・ブロック250又は450内に収容されたZ スキャナ及びNA コントローラは、1つ又は2つ以上のレンズ、可動レンズ、又は電気的なアクチュエータを共有することができる。

【0179】

図10に示されているように、0個のZ スキャナ及び1つ又は2つのNA コントローラが、固定されたZ 深さで動作するが、しかしこれはXY スキャン中にNA を制御することができる。

【0180】

1つのZ スキャナ及び0個のNA コントローラがZ スキャンを実施することができる。

【0181】

1つのZ スキャナ及び1つ又は2つのNA コントローラが、Z スキャンに加えて、NA の制御を実施することができる。

【0182】

2つのZ スキャナが、2つの速度でZ スキャンを実施することができ、そして1又は2つのNA コントローラと組み合わせると、NA を制御することもできる。

【0183】

いくつかの実施形において、レンズ以外の光学素子、例えば可変開口及び瞳も使用される。

【0184】

加えて、図示の16種の組み合わせのほとんどはさらに、選択された収差、例えば球面収差を事前補償するように構成されることができる。

【0185】

図10は、種々のシステム特徴、例えばビームのZ 深さ、その開口数NA、及び、収差尺度、例えばストレールレシオSによって表されるその収差を互いに独立して制御又は調節することができる。このような実施態様は、レーザー伝送システムのオペレータに高度な制御及び高い精度を提供する。

【0186】

同様の実施態様の場合、このような二重ビーム・コンディショニングを他の対のビーム特徴のために実施することができる。例えば、収差コントローラ及びビーム直径コントローラに関して、 $4 \times 4 = 16$ 対を有する同様の表を作成することができる。ここでは、0, 1, 2個の収差コントローラと、0, 1, 2個のビーム直径コントローラとの対を、全ての可能な組み合わせにおいて形成することができる。

【0187】

ビーム特徴のリストは、焦点スポットのZ 深さ、開口数NA、ビーム半径、及び任意の収差尺度、例えばストレールレシオS、焦点スポット半径 $r_f$ 、RMS 波面誤差、及び球面収差尺度 $a_{40}$ を含む。

【0188】

3. XY スキャナ300

XY スキャナ300は、プリコンペンセータ200から事前補償済ビームを直接的に、又はいくつかの中間光学素子を通して状態で間接的に受容してよい。XY スキャナ300の機能は、プリコンペンセータ200から受容されたビームを、レーザー伝送システム1の光軸に対して基本的に横方向でスキャンすることである。種々の実施態様の場合、「横方向」は、光軸に対して必ずしも垂直でなくてもよく、光軸に対して実質的な角度を成す任意の方向を含むことができる。

【0189】

いくつかの実施態様の場合、XY スキャナ300はスキャン用レーザービームを出力する。このレーザービームは、レーザー伝送システム1を通して伝搬し、そして手術領域に達すると、ゼロからXY スキャン範囲の最大値5 ~ 14 mmまでの横方向でスキャンを行

10

20

30

40

50

う。いくつかの実施形において、XYスキャン範囲の最大値は8～12mmである。

【0190】

図11Aが示すように、XYスキャン300はXスキャナとYスキャナとを含むことができる。いくつかの既存の設計では、Xスキャナ及びYスキャナは、それぞれ1つのミラー、すなわち単一のXスキャン用ミラー310と単一のYスキャン用ミラー320とを含んでいる。このような設計において、Xスキャン用ミラー310によって偏向されたビームは、Xスキャン用ミラー310の配向に応じて種々異なる点でYスキャン用ミラー320に衝突する。具体的には、Xスキャン用ミラー310が位置310aを成しているときには、入射ビーム331はビーム332aとして反射され、これに対して、Xスキャン用ミラーは回転して位置310bを成すと、入射ビームはビーム332bとして反射される。

10

【0191】

これら2つのビーム332a及び332bは種々異なる位置でYスキャン用ミラー320に衝突し、従って、Yスキャン用ミラー320が位置320aに固定されている場合でさえ、これらのビームは2つの異なる反射ビーム333aa及び333baをそれぞれ生じさせることになる。さらに悪いことには、Yスキャン用ミラー320自体が位置320aから320bへ回転させられると、2つの入射ビーム332a及び332bは2つの付加的な反射ビーム333ab及び333bbを生じさせる。全部で4つのビーム333aa, 333ab, 333ba, 及び333bbが異なる方向に伝搬する。

20

【0192】

ピボット・ポイントの概念に関して問題の特徴づけることができる。スキャン用光学素子のピボット・ポイントの1つの定義は、光学スキャン用素子から出た基本的に全ての光線が通過する点とすることができる。この概念は、運動する光学素子、例えばスキャナのために応用されるような、運動しない屈折素子の焦点と類似のものである。

【0193】

この用語を用いて、上記問題は図11Aにおいて、Xスキャン用ミラー310自体に固定されたXスキャナのピボット・ポイント315Xに遡ることができる。スキャンされた出力ビームは、Xスキャン用ミラー310上の単一のピボット・ポイント315Xから出て、ひいては広範囲の角度に伝搬するものとして、後続の光学素子に対して現れることになる。2つのミラー設計の相違は、いくつかの異なるタイプの望ましくない収差をもたらすおそれがある。

30

【0194】

図11Bは、既存の3ミラー型XYスキャナ300'を示している。Xスキャナ310は、この問題に対処するために2つのミラー311及び312を含んでいる。便宜上、ミラーは側方から示されている。この設計において、Xスキャン用ミラー311及び312は、Xスキャン用機能を協働して発揮する。図11Bに示されているように、第1Xスキャン用ミラー311がその配向を311aから311bへ変えるのにつれて、第2Xスキャン用ミラー312も協働して312aから312bへ回転することができる。このような協働的なスキャン回転は、2つの回転状態における偏向ビーム332a及び332bがピボット・ポイント315Xを通過するのを可能にする。ピボット・ポイント315XはXスキャン用ミラーから持ち上げられている。

40

【0195】

Xスキャナのピボット・ポイント315XがXスキャン用ミラー自体から持ち上げられているので、その場所を調節することができる。図11Bの設計において、Xスキャン用ミラーは、ピボット・ポイント315Xを基本的にYスキャン用ミラー320上に配置するように構成されている。このような設計において、図11AにおけるXスキャナ310の問題は基本的に解決され、そして相応する収差が大幅に低減される。

【0196】

しかし、この設計でさえ、Yスキャン用ミラー320に関してだけは、図11Aと同様の問題をはらんでいる。図11Bの設計において、Yスキャナのピボット・ポイント31

50

5 Yは、Yスキャン用ミラーにまだ固定されている。

【0197】

光学システムの入射瞳は、系の前面から見ると開口絞りの像である。射出瞳は、像空間内の開口絞りの像である。複数のレンズ群を有する光学システムでは、入射瞳及び射出瞳の場所がしばしば注意深く調節される。多くの設計では、1つのレンズ群の射出瞳は、後続のレンズ群の入射瞳と一致する。

【0198】

XYスキャナ310に対しては、ピボット・ポイントを射出瞳と見なすことができる。いくつかの実施態様の場合、この射出瞳は、後続のレンズ群、例えばZスキャナ450の入射瞳と一致する。しかしながら、そのレンズ群の入射瞳は、スキャナ・ブロックを配置することができない、そのレンズ群の物理的境界内にある場合がある。その場合にはピボット・ポイントがスキャナ・ブロックの物理的境界の外側で、任意に選ぶことができる場所に位置するようなスキャナ・ブロックが望ましい。

10

【0199】

図11Cは、この問題に対処するための4ミラー設計を示している。XYスキャナ300' 'において、Xスキャナ310はここでもやはり2つのXスキャン用ミラー311及び312を含む。しかしYスキャナも2つのYスキャン用ミラー321及び322を含んでいる。

【0200】

XYスキャナ300' 'は、Yスキャナのピボット・ポイント315YをYスキャン用ミラーから移動させる。従って、XYスキャナ300' 'はYスキャナ又は出力部のピボット・ポイント315Yを、予め定められた場所に対して制御することができる。その一例は、Yスキャン用出力ピボット・ポイント315Yを後続レンズ群の入力瞳340上に動かすことである。いくつかの実施形において、Xピボット・ポイント315Xも同様に同じ場所に動かすことができる。

20

【0201】

この設計の他の態様は、XYスキャナ300' 'が基本的に独立して、(i)スキャンされた出力ビームと、レーザー伝送システム1の光軸との間の角度、及び(ii)スキャン用ビームが、光軸からの距離dによって特徴づけられる後続光学素子の入射瞳に衝突する場所、を制御できることを含む。これらの制御が好適に独立して行われるので、XYスキャナ300' 'は、収差が最小化されたスキャン用ビームを提供することができ、また、手術領域の周囲領域を含む、周囲領域内の非点収差及びコマを制御することができる。

30

【0202】

XYスキャナ300' ' 'のいくつかの実施形は、ただ1つのXスキャン用ミラー310とただ1つのYスキャン用ミラー320とを含んでおり、これらはそれぞれ「高速ステアリング」タイプである。個別の高速ステアリング・ミラーは、2つの回転軸を中心として角運動することができる。これら一対の高速ステアリング・ミラーは、光軸に対して横方向の平面内でビーム角及びビーム位置を制御することもできる。

【0203】

いくつかの実施形において、XYスキャナ300' ' 'は、レーザーシステムの焦点面における最大値が5ミリメートルよりも長く、そして15ミリメートルよりも短いXYスキャン範囲にわたってレーザービームをスキャンするように構成されている。

40

【0204】

いくつかの実施形において、第1及び第2のXY高速ステアリング・ミラーによって生成されたXピボット・ポイントと、第1及び第2のXY高速ステアリング・ミラーによって生成されたYピボット・ポイントとが一致する。

【0205】

4. Zスキャナ450

上述のように、角膜処置においてスキャンされるインターバルよりも著しく大きいイン

50

ターバルにわたって焦点をスキャンすることを可能にする設計を有することによって前部手術、又は水晶体手術を施すように、眼科手術システムが構成されている。いくつかの実施形において、Zスキャンは、5 mm ~ 10 mm、又は0 mm ~ 15 mmのZスキャン範囲内のZスキャン経路にわたって実施される（本出願全体を通して、「x mm ~ y mmの範囲内でスキャンする」という表現は、スキャン範囲全体にわたって延びることのないスキャン経路全てを含め、初期値がx mm以上であり終末値がy mm以下であるスキャン経路を意味する）。

【0206】

ここで思い出されるのは、「X, Y, Z」という指定が、実施形全体を通して広義であることである。Zは典型的には、幾何学的軸に近いことが可能な光軸である。しかしターゲット組織、例えば眼内のZ方向は、レーザー伝送システム1の光軸に対して十分に平行でないことがある。これら2つの間の任意の妥協軸をZ方向と呼ぶこともできる。また、X, Y方向は、Z軸に対して必ずしも垂直ではない。これらはZ方向と実質的な角度を形成する任意の方向を意味することもできる。またいくつかの実施形において、レーザー伝送システム1のスキャンを記述するのに、半径方向座標系がより適していることもある。これらの実施形において、XYスキャンは、好適な半径方向座標によってパラメータ化された、Z軸に対して平行でない任意のスキャンを意味する。

10

【0207】

図1に示されているように、レーザー伝送システム1のいくつかの実施形は、第1ビームエキスパンダ・ブロック400と可動ビームエキスパンダ・ブロック500とをZスキャナ450内に含むことにより、これらの難題である広いZスキャン範囲を達成する。種々の実施形において、第1ビームエキスパンダ・ブロック400は可動ブロック又は固定ブロックであることが可能である。第1ビームエキスパンダ・ブロック400と可動ビームエキスパンダ・ブロック500との間の距離は、例えば位置アクチュエータによって調節することができる。

20

【0208】

図2A ~ Bにすでに示されているように、焦点がターゲット組織内の最適位置から遠ざかるにつれて収差が増大する。これらの収差は、幾何学的光線を追跡することから理解できるため、典型的には「幾何学的収差」と呼ばれ、そしてレンズの有限の広がり起源とする。これらの幾何学的収差は、Zスキャナ450の開口数をより小さくすることにより制限することができる。このようなものとして、幾何学的収差は、Z焦点深度及び開口数NAの両方に依存する。

30

【0209】

加えて、開口数NAの減少に伴って、第2の収差源が光の波動性から生じる。これらの収差はいわゆる「回折収差」を生じさせる。この第2のタイプの収差は、開口数の減少とともに焦点半径を増大させる。

【0210】

図12A ~ Bは、上記収差尺度の1つ、すなわち焦点スポット半径 $r_f$ によって特徴づけられるZスキャナ450の開口サイズの関数として、眼の前部における幾何学的収差及び回折収差を示している。開口サイズとともに幾何学的収差が増大するのに対して回折収差が減少するので、これら2つの収差の和として定義された全収差は、最適収差及び相応の最適光学開口数 $NA_{opt}$ において最適な最小値を呈する。

40

【0211】

ここで、有用な定義は、開口数NAと開口サイズとを結びつける： $NA = n \cdot \sin \arctan(\text{開口サイズ} / (2 \cdot \text{焦点距離}))$ 、ここでnは、像が形成される物質の屈折率である。

【0212】

これらの曲線は、特定のZ焦点深度、つまり図12Aでは1 mmのZ焦点深度、そして図12Bでは8 mmのZ焦点深度に対するものである。幾何学的収差は、異なるZ焦点深度において異なっているので、システム全体の全収差曲線の最小値、ひいては最適開口サ

50

イズ及び最適光学開口数  $NA_{opt}$  は、Z 焦点深度に依存する： $NA_{opt} = NA_{opt}(z)$  に依存する。具体的には、最適な開口サイズ及び  $NA_{opt}$  は Z 焦点深度の増大に対応して、この具体例では、Z 焦点深度が 1 mm から 8 mm に増大するのにもなって、3.2 mm から 2.5 mm に減少する。従って、角膜及び水晶体の両方における手術のために使用するよう意図されたレーザー伝送システムは、より広い範囲の開口及び相応の NA 範囲をカバーする必要がある。この要件は設計上のかなりの難題を課す。

【0213】

さらに下で論じるように、図 12A ~ B はまた、収差が典型的な角膜 Z 焦点深度 1 mm に対して幅広い偏平な最適値を呈する一方、水晶体の手術に典型的な Z 焦点深度に対しては、より狭い、よりシャープな最適値を呈することを示している。

10

【0214】

収差は、他の 3 つの収差尺度  $S$ 、又は  $a_{40}$  によって特徴づけられることもでき、これらは全て、最適値を呈する曲線をもたらすことができる。上記 4 つの収差尺度のいずれも、上記 5 つの基準点  $P(1)$ 、...  $P(5)$  のいずれかに対応することができ、又はこれらの基準点のうちいくつか又は全てにわたってとられた平均であることも可能であり、又は他の基準点に相応することもできる。

【0215】

いくつかの実施態様の場合、広範囲な Z 焦点深度において、開口サイズ及び相応の NA を基本的に最適開口数  $NA_{opt}(z)$  に調節して、収差尺度によって測定して全収差を最小化することができる。この機能は全収差の大幅な低減を可能にする。ここでは前述のように、収差は、上記 5 つの基準点  $P(1)$ 、...  $P(5)$  のうちのいずれか 1 つにおける 4 つの収差尺度  $r_f$ 、 $S$ 、又は  $a_{40}$  のうちの 1 つによって測定されることができる。最適収差は、収差尺度  $r_f$ 、又は  $a_{40}$  の最小値、又はストレーンレシオ  $S$  の最大値に相当する。

20

【0216】

最適収差に達することができないか、又は設計上の考慮事項により最適値から離れた収差を用いる必要があるいくつかの他の実施形の場合、Z スキャナ 450 の第 2 ブロックが運動不能でありひいては開口数を調節することができない基本的に同一のレーザーシステムの収差尺度と比較して、可動ビームエキスパンダ・ブロック 500 は、少なくとも  $P$  (可動エキスパンダ) パーセンテージによって収差尺度  $r_f$ 、又は  $a_{40}$  の値をなおも低減すること、又は、少なくとも  $P$  (可動エキスパンダ) パーセンテージによってストレーンレシオ  $S$  値を相応に増大させることができる。いくつかの実施形において、 $P$  (可動エキスパンダ) は、20%、30%、40%、又は 50% であることが可能である。ここでは前述のように、収差  $r_f$ 、 $S$ 、又は  $a_{40}$  は、5 つの基準点  $P1$ 、...  $P5$  のうちのいずれか 1 つで測定されることができる。

30

【0217】

いくつかの実施形において、開口数 NA が調節可能な Z スキャナ 450 を有するレーザーシステムは、ストレーンレシオ  $S$  が 0.8 未満の、調節可能な開口数を有さない基本的に同一のレーザーシステムと比較して、ストレーンレシオ  $S$  を、0.8 を上回るように増大させることができる。

40

【0218】

設計上のさらなる難題は、レーザー伝送システムをその最適開口サイズ及び相応する開口数  $NA_{opt}(z)$  に調節することによって、固定 Z 焦点深度における全収差を最小化するだけでなく、Z 焦点深度がスキャンされるのに伴って、システムを Z 依存性の最適開口数  $NA_{opt}(z)$  に少なくとも近い状態に保つことである。典型的な実施形において、焦点深度が増大するのに伴って、最適な開口数は減少する。

【0219】

Z 焦点深度が Z スキャン範囲内でスキャンされるのに伴う最適な開口のこのような変動に対処するために、レーザー伝送システム 1 の実施形は、変動する Z 焦点深度自体から基本的に独立して、Z スキャナ 450 の別個のパラメータとして開口数  $NA(z)$  を変化させ

50



る能力を有している。

【0220】

2つの量、ここではZ焦点深度及び開口数NAとして基本的に独立して制御される実施形は典型的には、このモダリティを達成するために制御パラメータ対を有している。一例としては、第1ビームエキスパンダ・ブロック400と可動ビームエキスパンダ・ブロック500との間の制御可能な距離、及び二次光学コントローラによって調節されることができるこれらのブロックのいずれかにおける可動レンズの位置との対が挙げられる。別の例は、Zスキャナ450の2つのブロック内で任意の組み合わせの2つの可動レンズを含む。ここで思い出されるのは、第1ビームエキスパンダ・ブロック400を固定ブロック又は可動ブロックとして実現できることである。

10

【0221】

いくつかの実施形において、開口数NAは、一連の最適開口数値 $NA_{opt}(z)$ に調節して、Z焦点深度がスキャンされるのに伴って、一連のZ焦点深度において一連の最適な全収差値をもたらすことができる。

【0222】

前と同様に、最適な全収差は、上記収差尺度 $r_f$ 、又は $a_{40}$ のうちのいずれかの尺度の最小値、又はストレールレシオSの最大値によって捕らえることができる。Zスキャン範囲は例えば5~10mm又は0~15mmであってよい。Z焦点深度は、例えば $r < 3$ mmによって境界されて、半径 $r_1 = 0$ mm、又は $r_2 = 3$ mm、又は何らかの他の半径rでスキャンすることができる。

20

【0223】

表7に示す例において、第2欄は、眼のターゲット組織におけるZスキャン範囲(-0.14mm, 11.65mm)内のZ焦点深度のスキャンを記述しており、そして第3欄は、相応する $NA_{opt}(z)$ 値を示している。Zスキャナ450の実施形は、この範囲内のZ焦点深度を調節し、そして開口数NAをこれらの焦点深度における最適値 $NA_{opt}(z)$ に調節することができる。

【表7】

可動エキスパンダ500の Z位置 [mm]	Z焦点深度 [mm]	$NA_{opt}(z)$
0.00	11.65	0.17
5.00	9.68	0.18
10.00	7.94	0.19
15.00	6.43	0.20
20.00	5.12	0.22
25.00	3.98	0.23
30.00	3.00	0.25
35.00	2.16	0.27
40.00	1.44	0.28
45.00	0.83	0.30
50.00	0.30	0.32
55.00	-0.14	0.34

30

40

表7

【0224】

50

いくつかの他の実施態様の場合、Z焦点深度は、0 mm ~ 10 mmのZスキャン範囲内でスキャンされてよい。スキャンの途中に、開口数は0.4 ~ 0.1の範囲内、いくつかの他の実施態様では0.35 ~ 0.15の範囲内で変化することがある。

【0225】

図12Cは、一連の相応の最適開口数 $N_{opt}(z)$ を示す、一連のZ焦点深度8 mm、4 mm、2 mm、及び0 mmに対応する類似の一連の収差曲線を示している。

【0226】

図12Dは、相応のZ焦点深度の関数としての最適開口数 $N_{opt}(z)$ を明示している。

【0227】

上記のように、Z焦点深度及び開口数NAの別個の調節可能性は典型的には、独立して調節可能な2つの制御パラメータを必要とする。しかしながら、いくつかの実施態様はZ及びNAの別個且つ独立した調節可能性を提供しないことがある。その代わりにZ焦点深度毎に、これらの実施形は、オペレータによる別個のNA調節ステップなしに、開口数をその最適値 $NA_{opt}(z)$ 、又は $NA_{opt}(z)$ の近くに自動的に調節する。例えば、NAは $NA_{opt}(z)$ を、P(track)パーセント以内でトラッキングすることができ、ここでP(track)は10%、20%、又は30%であることが可能である。

10

【0228】

これらの実施形は、ただ1つの一体型の調節可能なコントローラを有することができる。今説明した例では、この一体型コントローラは、ターゲット領域内のZ焦点深度を制御することをシステムのユーザーに表示するにすぎない場合がある。しかしコントローラは、カップリングされた開口アジャスタを含有してよく、このアジャスタは、レーザー伝送システム1のユーザーによって実施される別個の調整ステップなしに $NA_{opt}(z)$ をトラッキングするために、同時に開口数NAを調節する。

20

【0229】

いくつかの実施形において、第1ビームエクспанダ・ブロック400と可動ビームエクспанダ・ブロック500との間の距離を調節することによって、この機能を十分に発揮することができる。他の実施形の場合、単一の可動レンズがこのモダリティを提供することができる。さらに他の実施形の場合、2つのアジャスタの組み合わせが採用されてもよい。

【0230】

これらの実施形は、レーザー伝送システム1のオペレータのために単純化された制御機能を提供する。このような単一の一体型の制御機能を達成することは設計上の難題なので、いくつかの実施形は、他のブロック、例えばプリコンペンセータ200、XYスキャナ300、及びオブジェクティブ700との組み合わせで、これらの一体型制御機能を発揮する。

30

【0231】

設計上の種々の考慮事項に対して最適な全収差値を達成することができない、又は達成しないいくつかの実施形の場合、Zスキャン範囲内のZスキャン経路に沿った一連のZ焦点深度における一連の開口数値に、開口数NAを調節することにより、Zスキャナ450が調節可能な開口数NAを有さないレーザーシステムと比較して、少なくともP(scan)パーセンテージだけ全収差を低減することができる。いくつかの実施形の場合、P(scan)は20、30、40又は50パーセントであり得る。

40

【0232】

前述のように、全収差は、前に導入された収差尺度 $r_f$ 、又は $a_{40}$ のうちのいずれか1つによって特徴づけられることができる。同等に、収差の低減は、ストレーンレシオSの相応の増大によって特徴づけられることができる。Zスキャン経路は、レーザーシステムの光軸又はZ軸から半径Rを置いてZ軸に対して平行に延びる経路であり得る。いくつかの実施態様の場合、Zスキャン経路を、Z光軸から半径 $r_1 = 0$  mmと $r_2 = 3$  mmとの間のところに配置することができる。

【0233】

50

全収差は、いくつかの異なる方法で測定することができる。全収差は、Zスキャン経路にわたって平均された全収差を意味することができ、又はスキャン経路に沿った全収差の最大値又は最小値を意味することもできる。全収差の低減は、これらの可能性のうちのいずれか1つを意味することができる。

【0234】

いくつかの実施形の場合、角膜処置を実施する第1値から、前部処置を実施する第2値まで、開口数NAを調節することができる。いくつかの実施態様の場合、第1値は0.2~0.5の範囲にあり、そして第2値は0.1~0.3の範囲にある。いくつかの他の実施形の場合、第1値は0.25~0.35の範囲にあり、そして第2値は0.15~0.25の範囲にある。

10

【0235】

Zスキャナ450の本発明の実施態様は、下記のものを含むいくつかの他の形で、既存の角膜レーザー伝送システムとは異なる。

【0236】

1. 角膜用レーザー伝送システムの場合、典型的には、設計のシンプルさを保証するために、焦点深度のZスキャン中に開口数が変わらないことが必要とされる。この設計は角膜手術にとっては申し分のないものである。それというのも、典型的な1mmのZスキャンによって誘起される全収差は、角膜用レーザー伝送システムの精度の深刻な制限ファクタではないからである。対照的に、レーザー伝送システム1の実施形は、可変の開口数NAを有することによって、広範な手術Zインターバル約5~10mmにわたって開口をその最適な開口に調節し続ける。このことはもちろん、開口数NAのモダリティがZ焦点深度から基本的に独立して調節可能であることにより達成される。

20

【0237】

2. また、典型的な既存の角膜用システムはオブジェクト700内に、又はオブジェクト700の複雑な実施形の一部としてZスキャナを有するのに対して、本発明のZスキャナ450は、オブジェクト700の前に配置される。ここでオブジェクト700は、レーザー伝送システム1の最終レンズ群を意味する。このレンズ群は、XYスキャナ及びZスキャナの機能性機械的ハウジングとは別個の機能性機械的ハウジング内に配置されている。機能性機械的ハウジングという用語は、人間工学的又は外観上の考慮事項によって決定づけられることができる設計を有する伝送システムのハウジング全体を意味するのではなく、レンズをまとめて保持することにより実際の光学機能を発揮するハウジングを意味する。本発明の実施形のオブジェクト700は典型的には、Zスキャナ450によって出力されたXYZスキャンビームがミラー600によって偏向された後の光学経路内に位置決めされる。

30

【0238】

3. 図12A~Bは、水晶体手術用光学システムの設計におけるさらなる難題を示している。図から判るように、全収差は、典型的な角膜Z焦点深度1mmに対応する幅広の偏平な最適領域を示している。このように、全て焦点スポット・サイズを大幅に悪化させることなしに、(i)システム・パラメータを他の考慮事項に合わせて最適化することができ、(ii)幅広いZスキャン範囲を用いることができ、そして(iii)システム・パラメータの調整の精度が低くてすむ。対照的に、水晶体手術用システムの場合には、(i)システム・パラメータが他の考慮事項に合わせて最適化されるとき、(ii)より幅広いZスキャン範囲が実現されるとき、そして(iii)システム・パラメータが低い精度で調整されるとき、焦点スポット・サイズは急速に悪化する。

40

【0239】

Zスキャナ450の実施態様のさらなる特徴では、撮像サブシステム又は視覚的観察光学素子サブシステムを含むレーザー伝送システムが、ミラー600を介してレーザー伝送システム1内にカップリングされたこれらのサブシステムのいずれかと連携するビームを有することが思い出される。ミラー600は例えば二色性ミラーであり得る。典型的な手術用システムの場合、オブジェクト700は、光学経路内のミラー600の後に位置

50

決められたレンズ群を意味する。

【 0 2 4 0 】

ミラー 6 0 0 の前に、オブジェクトィブ 7 0 0 とは別個の Z スキャナ 4 5 0 を実現することも設計上の重要な考慮事項である。なぜならば、オブジェクトィブ 7 0 0 は、ターゲット組織、例えば患者の眼と基本的に直接に接触するため、オブジェクトィブ 7 0 0 の重量はクリティカルなファクタであるからである。従って、オブジェクトィブ 7 0 0 の重量又は質量を最小化すると、レーザー伝送システム 1 の実施時に、眼に加えられる圧力が軽減される。そしてこの圧力は眼自体を变形し、ひいては手術処置の精度を低下させるので、眼に対する圧力を軽減する設計は眼の手術の精度をかなり高くする。

【 0 2 4 1 】

表 8 ~ 9 は、第 1 ビームエキスパンダ・ブロック 4 0 0 と、可動ビームエキスパンダ・ブロック 5 0 0 との種々の実施態様に対するいくつかの関連パラメータの範囲を示している。ビームエキスパンダ・ブロックはそれぞれ 2 ~ 1 0 個のレンズを、いくつかの実施態様では 3 ~ 5 つのレンズを有することができ、これらのレンズは上記機能を発揮するように構成される。

【 0 2 4 2 】

表 8 は、産業標準協定を用いて、第 1 ビームエキスパンダ・ブロック 4 0 0 の 5 つのレンズの実施態様を示しており、厚いレンズの群を個々の表面に関して記述している。第 1 ビームエキスパンダ・ブロック 4 0 0 は、下記範囲（括弧内に示す）のパラメータを有するレンズ 4 1 1 , 4 1 2 , 4 1 3 , 4 1 4 及び 4 1 5 を含むことができる。

【表 8】

表面	曲率 [1/m]	距離 [mm]	屈折率 n
1	(0, 1.5)	(5, 25)	(1.6, 1.93)
2	(22, 28)	(12, 22)	(1.6, 1.7)
3	(-17, -14)	(0.5, 12)	1
4	(7.0, 8.5)	(15, 29)	(1.65, 1.8)
5	(-19, -13)	(3, 14)	1
6	(14, 18)	(8, 12)	(1.6, 1.7)
7	(0, 9.3)	(6, 12)	1
8	(-28, -21)	(1, 5)	(1.65, 1.75)
9	(-15, -6)		

表 8

【 0 2 4 3 】

いくつかの実施態様の場合、第 1 ビームエキスパンダ・ブロック 4 0 0 は、XY スキャナ 3 0 0 に面する入力側から順番に：正の屈折力を有する第 1 レンズ群、入力側に面した凸面を有するメニスカス・レンズ、及び入力側に面する凹面を有する第 2 のレンズを含んでいる。

【 0 2 4 4 】

他の実施態様は、5 つのスケールド・レンズ (scaled lens) を有する、スケール・ファクタ a による表 8 の実施態様に関する。第 2 欄の曲率は a で乗算され、第 3 欄の距離は 1 / a で乗算され、そして不変の屈折率 n を有している。スケール・ファクタ a は 0 . 3 ~ 3 の値を取ることができる。

【 0 2 4 5 】

表 9 は、下記範囲のパラメータを有する、レンズ 5 1 1 , 5 1 2 , 5 1 3 及び 5 1 4 を

含む可動ビームエキスパンダ・ブロック500の4つのレンズの実施態様を含む。

【表9】

表面	曲率 [1/m]	距離 [mm]	屈折率n
1	(-25, -10)	(3, 7)	(1.7, 1.8)
2	(-25, -28)	(0, 2)	1
3	(-43, -24)	(1.5, 5)	(1.5, 1.62)
4	(8.5, 19.4)	(26, 31)	1
5	(-6.2, -4.6)	(10, 16)	(1.53, 1.6)
6	(-18.4, -14.7)	(34, 49)	1
7	(1.9, 4.2)	(8, 14)	(1.58, 1.61)
8	(-11, -9.0)		

10

表9

【0246】

可動ビームエキスパンダ・ブロック500のいくつかの実施形は、第1ビームエキスパンダ・ブロック400に面した入力側から順番に：入力側に面した凹面を有するメニスカス・レンズ、負の屈折力を有する負のレンズ、及び正の屈折力を有する正のレンズ群を含む。

20

【0247】

他の実施態様は、4つのスケールド・レンズを有する、スケール・ファクタaによる表9の実施態様に関する。第2欄の曲率はaで乗算され、第3欄の距離は1/aで乗算され、そして不変の屈折率nを有している。スケール・ファクタaは0.3~3の値を取ることができる。

【0248】

図13A~Bは、表8~9の実施態様を、第1ビームエキスパンダ・ブロック400と可動ビームエキスパンダ・ブロック500との間に異なる距離を有する2つの形態で示している。いくつかの実施形では、可動ビームエキスパンダ・ブロック500は、第1ビームエキスパンダ・ブロック400に対して、d = 5 ~ 50 mmの範囲の距離だけ動かされることことができる。

30

【0249】

これらの図面は作業時におけるZスキャナ450の設計上の考慮事項を示している。

【0250】

図13Aは、可動ビームエキスパンダ・ブロック500が第1ビームエキスパンダ・ブロック400から比較的大きく離れた位置にある事例を示している。この事例では、組み合わせられた集成体を出るビームは(i)収束光線、(ii)射出瞳E x Pにおける比較的大きな直径、(iii)固定焦点距離のオブジェクティブがZスキャナ450の射出瞳の近くに配置されているときの焦点スポットのより浅いZ深さを有し、ひいては(iv)焦点スポットは、より高い開口数NAを有するビームによって形成される。

40

【0251】

図13Bには、可動ビームエキスパンダ・ブロック500が図13Aの事例よりも第1ビームエキスパンダ・ブロック400に近い事例が示されている。ここではビームは(i)発散光線、(ii)射出瞳E x Pにおける比較的小きな直径、(iii)固定焦点距離のオブジェクティブがZスキャナ450の射出瞳の近くに配置されているときの焦点スポットのより深いZ深さを有し、ひいては(iv)焦点スポットは、より小さい開口数NAを有するビームによって形成される。

50

## 【 0 2 5 2 】

要約すると、Z焦点深度が浅いほど焦点スポットは大きいNAのビームによって形成されるのに対して、Z焦点深度の増大に対応して開口数NAは減少する。開口数NAの相対的な変化は、ビームエキスパンダ・ブロック400及び500の射出瞳E×Pの場所、及び集束オブジェクト700の入射瞳の場所を最適化することによって最適化されることができる。これらの実施形は、プリコンペンセータ200の機能を使用しなくても、種々異なる焦点深度において開口数を最適化する代替的な方法である。

## 【 0 2 5 3 】

上述のように、開口数NAはプリコンペンセータ200を用いて又は用いずに広範に調節することができる。レーザー伝送システム1全体において、開口数NAは、プリコンペンセータ200、第1ビームエキスパンダ・ブロック400又は可動ビームエキスパンダ・ブロック500を制御することによって、又はこれらのブロックを組み合わせた状態で制御することによって調節されることができる。実地における実施形は、他のより高いレベルのシステムレベル要件、例えばスキャン範囲、スキャン速度、及び複雑さに応じて、実際に選択される。他の開口数を有する実施形は、上記の機能のうちのいくつか又は全てを実施するように構成されることができる。

10

## 【 0 2 5 4 】

図14は、Zスキャナ450のさらなる態様を示している。3つの異なる特徴的なビームが示されており、これらのビームはXYスキャナ300の射出ピボット・ポイントPP(XY)から出る。際立っているのは、3つの全ての特徴的なビームが、Zスキャナ450によって、オブジェクト700の入射ピボット・ポイントPP(O)内に集束されることである。PP(O)の位置は、例えば可動ビームエキスパンダ・ブロック500を動かすことにより調節することができる。

20

## 【 0 2 5 5 】

下述のように、XYスキャナ300のミラーから持ち上げられたピボット・ポイントPP(O)を生成するレーザー伝送システムは、例えばPP(O)ピボット・ポイントがオブジェクト700内部に含まれる実施態様において、有用な特徴を有する。

## 【 0 2 5 6 】

他の実施態様の場合、XYスキャナ300は、Zスキャナ450までの距離よりも遠くに射出ピボット・ポイントPP(XY)を有する。これらの実施態様の場合、Zスキャナ450は、XYスキャナ300の射出ピボット・ポイントPP(XY)をオブジェクト700の入射ピボット・ポイントPP(O)に変更するだけである。

30

## 【 0 2 5 7 】

いずれの場合にも、これらの実施形は、第1ビームエキスパンダ・ブロック400と可動ビームエキスパンダ・ブロック500との間に配置された中間焦点面451の存在を利用する。この中間焦点面451の存在は、基本的に同じz座標を有して横方向に整列する3つの特徴的なビームの焦点によって示されている。反対に、このような中間焦点面を有さない実施形は、調節可能なピボット・ポイントPP(O)を有するにはあまり適していない。

## 【 0 2 5 8 】

図15は、図1及び図9のシステムと同様のブロックを含む眼科用レーザーシステム1'の一例を示している。このブロックはレーザーエンジン100と、XYスキャナ300と、ビームスプリッタ600と、オブジェクト700と、患者インターフェイス800とを含む。加えて、レーザーシステム1'は、Z軸に沿ってレーザービームをスキャンするためにZスキャナを含むこともできる。Zスキャナは連続Zスキャナ250bと増分Zスキャナ450Bとを含むことができる。

40

## 【 0 2 5 9 】

類似の実施態様の場合、2つのZスキャナ250b及び450bは単一のハウジング内に組み込むことができる。他の実施態様の場合、2つのZスキャナの順序は相互に交換可能であり、増分Zスキャナ450bはXYスキャナ300の前に位置し、そして連続Zス

50

キャナ 250b は XY スキャナ 300 の後に位置する。さらに他の実施形において、オブジェクティブ 700 は、隣接する Z スキャナ 450b 又は 250b と部分的又は完全に一体化されることができる。実施形のうちのいくつかにおいて、オブジェクティブは、必ずしも固定されたオブジェクティブである必要はない。

【0260】

図 16A に示されているように増分 Z スキャナ 450b は、増分的に Z ステップ 463 (i) ずつターゲット領域 461 内部の眼科用レーザーシステム 1' の焦点深度を Z スキャンするように構成されることができ、そして連続 Z スキャナ 250b は、Z ステップ 463 (i) に対応する連続スキャン範囲 464 (i) 内で連続的に眼科用レーザーシステム 1' の焦点深度を Z スキャンするように構成されることができる。下述するように、これらの機能を発揮するためには、数多くの種々異なる態様が可能である。

10

【0261】

いくつかの実施態様の場合、増分 Z スキャナ 450b は、レーザーシステム 1' の Z 焦点深度を Z レベル 465 (i) へ動かすことができる。連続 Z スキャナ 250b は、これらの Z レベル 465 (i) の周辺を連続範囲 464 (i) でスキャンすることができる。連続範囲 464 (i) は Z レベル 465 (i) を中心とすることができ、或いは Z レベル 465 (i) をベースとして、Z レベル 465 (i) でスキャン開始することもでき、或いは中間手段を実施することもできる。連続範囲 464 (i) が Z レベル 465 (i) を中心としている実施態様において、連続スキャナ 250b は値  $Z(i) - (i)$  から  $Z(i) + (i)$  までスキャンすることができる。ここで  $Z(i)$  は Z レベル 465 (i) における焦点深度であり、連続範囲 464 (i) は  $2(i)$  である。連続スキャナ 250b が Z レベル 465 (i) をベースとしている実施態様の場合、連続スキャンは  $Z(i)$  から  $Z(i) + (i)$  まで行うことができ、この場合連続スキャン範囲は  $(i)$  である。

20

【0262】

いくつかの実施形では、連続範囲 464 (i) は、異なる Z レベル 465 (i) 又は Z ステップ 463 (i) に対して異なっていることが可能であり、他の実施形ではこれらは同じであることが可能である。連続範囲 464 (i) は、対応する Z レベル 465 (i) の周辺のターゲット領域 461 の屈折率に、又は焦点深度  $Z(i)$  におけるレーザーシステム 1' の光軸からの焦点スポットの半径方向距離に依存することも可能である。

30

【0263】

いくつかの実施態様では、Z レベル 465 (i) を伴う Z スキャンが、対応する連続スキャン範囲 464 (i) の最大値に達するか、又はその近くに達すると、増分 Z スキャナ 450b の設定を Z ステップ 463 (i+1) 分だけ、又は次の Z レベル 465 (i+1) に動かすことができる。これと相応して、連続 Z スキャナ 250b は、連続スキャン範囲 464 (i) の最大値近くからスキャン範囲 464 (i+1) の最小値近くまでリセットされることができる。

【0264】

これに相応して、連続スキャンが Z レベルを中心としている場合、連続スキャンは焦点深度  $Z(i) + (i)$  に達し、続いて増分スキャンステップを行うことができる。このステップは増分 Z スキャナ 450b を Z レベル (i+1) にセットし、そして連続スキャナを  $-(i+1)$  にリセットする。すなわちこのリセット・ステップは焦点深度が  $Z(i) + (i)$   $Z(i+1) + (i+1)$  のように移動されるものとして要約されることができる。

40

【0265】

連続スキャンが Z レベル 465 (i) をベースとする実施態様の場合、このリセット・ステップは、焦点深度が  $Z(i) + (i)$   $Z(i+1)$  のように移動されるものとして捕らえられる。

【0266】

最後に、連続 Z スキャナ 250b が i 番目の連続スキャン範囲  $(i)$  の最大値近くに

50

達する一方、増分Zスキャナ450bがi個のZステップを既の実施しているとき、増分スキャナ450bは、Zステップ463(i+1)分だけ焦点深度を増大させ、続いて連続Zスキャナ250bは、連続スキャン範囲(i+1)の最小値近くにリセットされることができる。上記実施形の全てにおいて、スキャン範囲(i)は、焦点深度Z(i)、Zレベル465(i)、及びZステップ463(i)に依存し得る。他の実施態様では、(i)はiとは独立していて、すなわち(i) = であることが可能である。

【0267】

いくつかの実施形では、連続スキャン範囲464(i)のいくつか又は全ては、対応するZステップ463(i)よりも大きいか、又はZレベル間の差465(i+1) - 465(i)よりも大きいことが可能である。このような実施形によって、ターゲット領域461内部の全てのZ深さは、レーザーシステム1'のオペレータによって達することができる。なぜならば、Zステップ463(i)後の連続スキャン範囲464(i+1)は、Zステップ463(i)前の連続スキャン範囲464(i)とオーバーラップするからである。いくつかの実施態様の場合、連続Zスキャン範囲はオーバーラップの代わりに接触するだけである。

10

【0268】

連続スキャン範囲[ - (i) , . . . (i) ]がZレベルZ(i)を中心としている上記例において、オーバーラップの状態は：

$$| Z(i) + (i) | > | Z(i+1) - (i+1) |$$

に言い換えられる。

20

【0269】

連続スキャン範囲(i)がZレベルZ(i)をベースとしている上記例において、この状態は：

$$| Z(i) + (i) | > | Z(i+1) |$$

に言い換えられる。

【0270】

最後にZステップ例において、この状態は、Zステップ463(i)の前に連続スキャナ250bによって到達される、Zステップ463(i)の後の連続スキャン範囲464(i+1)の最小値が連続スキャン範囲464(i)の最大値とオーバーラップしている状態に言い換えられる。

30

【0271】

このようなオーバーラップ範囲を有するレーザーシステムは、ターゲット領域461の準連続的なZスキャンを可能にする。このことは、レーザーシステム1'を微調整又は校正するためのソフトウェア・ソリューションを用いて、オーバーラップを最小化又は排除することができる。このような例では、外科医は、Z焦点深度Z(i)を準連続的に変化させるとともに、増分Zスキャナ450b及び連続Zスキャナ250bを同時に変化させることができる。

【0272】

処置のタイプに応じて、全Zスキャン範囲は、範囲0~5mm、5~10mm、10~30mm、及び0~15mmの範囲のうちの1範囲内の長さを有することができる。これらの範囲のそれぞれは、質的に異なる手術目標に役立ち、そして独自の技術的難題をもたらし得る。例えば0~5mm内のZスキャン範囲、例えば1mmのZスキャン範囲は主として角膜処置に有用であり得る。それというのも角膜の厚さは1mmに近く、ひいては0.5mmのZレベル465付近での1mmの連続スキャン範囲464(-0.5mm . . . 0.5mm)におけるスキャンは、ターゲットとなる角膜手術領域をカバーすることができる。5~10mm範囲、例えば7mmのZスキャンは白内障処置に有用であり得る。それというのも、人間の眼の水晶体は典型的にはZ方向において3mm~10mm延びているからである。従って、6.5mmのZレベル付近での7mmの連続スキャン範囲(-3.5mm . . . 3.5mm)は、ターゲットとなる水晶体手術領域全体をカバーすることができる。

40

50



## 【0273】

0 ~ 15 mm 範囲、例えば 11 mm の Z スキャン範囲は一体型処置に有用であり得る。ここでは、角膜処置並びに白内障処置の両方が同じ手術プログラム全体の中で実施される。このような実施形において、増分 Z スキャナ 450 b は、角膜 Z レベル 465 (c) に対する焦点深度の第 1 設定値を有することができ、外科医が、角膜 Z レベル 465 (c) 付近の連続スキャン範囲 464 (c) で角膜眼科処置を行うのを可能にし、さらに、1 つ又は 2 つ以上の水晶体 Z レベル 465 (i) に対する焦点深度の設定値を有することができ、外科医が、角膜 Z レベル 465 (i) 付近の連続スキャン範囲 464 (i) でさらなる水晶体眼科処置を行うのを可能にする。

## 【0274】

10

図 16 B は、眼科手術に関連する具体的な実施態様を示している。このような白内障に向けられた実施態様の場合、手術領域 461 は、水晶体 470 内部の核の硬化部分であり得る。オーバーラップし又は接触する連続 Z スキャン範囲 464 (i) は、この手術領域 461 内部にあってよい。前後関係を示すために図 16 B において定性的にスケッチしたように、水晶体 470 は眼内に位置しており、眼はまた角膜 472 と、前房 474 と、虹彩 476 とを含んでいる。虹彩は正確さ及びアクセスを改善するようにしばしば拡張される。レーザーシステム 1, 1' 又は 1'' は典型的には、患者インターフェイス 800 を通じて眼と接触する。

## 【0275】

レーザーシステム 1'' の実施形は、Z 焦点深度を制御するだけでなく、ターゲット領域 461 内の閾値よりも良好なレーザービームの 1 つ又は 2 つ以上の収差を維持することもできる。ここで「よりも良好」という用語は、収差が種々異なる尺度によって特徴づけられ、そしてこれらの尺度のいくつかに関しては、その尺度が閾値未満に保たれると収差は小さくなる、これに対して、いくつかの他の尺度に関しては、尺度が閾値を上回るように保たれると収差は小さくなるという事実を反映している。

20

## 【0276】

上述のように、例えばストレーンレシオ  $S$ 、焦点スポットの半径  $r_f$ 、RMS 波面誤差、及び球面収差膨張率  $a_{40}$  に関して、収差を捕らえることができる。下記説明は、ストレーンレシオ  $S$ 、焦点スポットの半径  $r_f$  に集中しているが、 $a_{40}$  及び  $r_f$  に関する類似の記述も等しく代表的である。

30

## 【0277】

ここで思い出されるのは、最適値  $S$  が 1 であることである。連続 Z スキャナ 250 b 及び増分 Z スキャナ 450 b のアーキテクチャとともに、レーザーシステム 1'' の実施形は、ターゲット領域 461 内で閾値  $S$  (threshold) よりも高いストレーンレシオ  $S$  を維持することができる。ここで  $S$  (threshold) は 0.6, 0.7, 0.8 及び 0.9 であり得る。

## 【0278】

ストレーンレシオ  $S$  は波長に依存し得るので、ストレーンレシオ閾値は、0.4 ミクロン ~ 1.1 ミクロンの範囲の波長範囲を有するレーザービームに対して特定することができる。

40

## 【0279】

やはり思い出されるのは、収差が手術ターゲット領域 461 内でかなり変化し得ることである。このような延長されたターゲット・ボリューム全体にわたる収差を制御することは極めて難しい。延長された手術ターゲット領域 461 内の収差を制御するために、実施形は、上記 5 つの基準点のうちの 1 つ又は 2 つ以上においてストレーンレシオを  $S$  (threshold) よりも高く保つことができる。これら 5 つの基準点は、全てミリメートル単位において、ターゲット領域内の円柱座標 ( $z, r$ ) によって、(0, 0) にあるターゲット領域の前方中心に対して、任意のアジマス角  $\theta$  の  $P_1 = (0, 0)$ 、 $P_2 = (2, 6)$ 、 $P_3 = (5, 0)$ 、 $P_4 = (8, 0)$ 、 $P_5 = (8, 3)$  として決定されている。

## 【0280】

50

同様に、レーザーシステム 1' の実施態様は、焦点スポット半径  $r_f$  を、ターゲット領域内で閾値  $r_f(\text{threshold})$  よりも小さく保つことができ、 $r_f(\text{threshold})$  は、2, 3, 4, 5 及び 6 マイクロメートルであり得る。

【0281】

前述のように、これらの焦点スポット半径  $r_f$  値は、全てミリメートル単位において、(0, 0) にあるターゲット領域の前方中心に対して、任意のアジマス角の  $P1 = (0, 0)$ 、 $P2 = (2, 6)$ 、 $P3 = (5, 0)$ 、 $P4 = (8, 0)$ 、 $P5 = (8, 3)$  のターゲット領域内の上記 5 つの基準点のうちの一つ以上において  $r_f(\text{threshold})$  よりも小さくされうる。

【0282】

2 つの具体的な収差尺度だけを詳細に論じるが、レーザーシステム 1' は、球面収差、コマ収差、非点収差、及び色収差を含む、種々様々な収差を制御することができる。

【0283】

レーザーシステム 1' の実施形は、ターゲット領域 461 内でレーザーシステム 1' の焦点深度を Z スキャンした Z スキャナ 250b 及び 450b によって引き起こされた収差を少なくとも部分的に補償することもできる。

【0284】

図 17A ~ B に示されているように、増分 Z スキャナ 450b のいくつかの実施形において、この目標及びその他の目標が、可変ステージ、又は焦点エクステンダ・ステージ 481(i) を利用することにより達成される。このようなステージはレーザービーム路の内外で位置決めされることができる。これらの可変ステージは、予め定められた Z 増分において焦点深度を Z スキャンするように構成されることができる。

【0285】

可変段 481(i) は、対応するレンズ 491(i) を含有してよく、これらのレンズは、機械的スライダ、機械的アクチュエータ、回転アーム、及び電気機械的装置に取り付けられている。これらは、レーザービームの光路の内外でレンズ 491(i) を動かすことができる。例えばこれらの実施形のうちいくつかのスライディング・トラックは光軸に対して横方向に延びることができる。

【0286】

図 17A ~ B は 3 つのステージ実施形を示している。他の実施形において、ステージ数は 1, 2, 4 又は 5 以上であり得る。焦点エクステンダ・レンズ 491(i) を備えた複数の可変ステージを使用した連続 Z スキャナ 250b と増分 Z スキャナ 450b との組み合わせは、上述と同様に、焦点スポットの Z スキャンを準連続的に変化させるのを可能にする。可変ステージ 481(i) の数を最小化するために、レンズ 491(i) の焦点シフト 492(i) は、2 の整数累乗に対して比例することができる。これらの実施態様の場合、焦点エクステンダ・レンズ 491(i) の焦点シフト 492(i) は、基本焦点シフトで乗算された値  $2^0, 2^1, \dots, 2^n$  を取るることができる。全ての可能な組み合わせにおいて n 個の焦点エクステンダ・レンズ 491(i) を挿入することによって、 $2^n$  のレンズ・イン/レンズ・アウト形態が形成される。これらの形態は、レーザーシステム 1' のオペレータが、基本的に等しい間隔を置いた  $2^n$  の Z レベル 465(i) でターゲット領域をスキャンするのを可能にする。

【0287】

これらの実施形を、3 ステージ増分 Z スキャナ 450b において実証する。3 つの焦点エクステンダ・レンズ 491(1), 491(2), 491(3) の焦点シフト 492(1), 492(2) 及び 492(3) は、表 10 に示すように、例えば 1 mm の基本焦点シフトを、 $2^0 = 1, 2^1 = 2$  及び  $2^n = 4$  のような 2 の累乗で乗算された値にほぼ等しい。

10

20

30

40

【表 10】

可変ステージ 番号	焦点シフト [mm]
1	1
2	2
3	4

表10

10

## 【0288】

下記の形態配列で実施する場合、これら3つのステージ481(1)、481(2)、481(3)の $2^3 = 8$ つのイン/アウトの組み合わせは、それぞれの1mmの均等なZステップ463によって分離された、等しい間隔を置いた8つのZレベル465(1)、...465(8)を提供する。

【表 11】

形態 番号	ステージ3の 位置	ステージ2の 位置	ステージ1の 位置	全焦点シフト [mm]
0	アウト	アウト	アウト	0
1	アウト	アウト	イン	1
2	アウト	イン	アウト	2
3	アウト	イン	イン	3
4	イン	アウト	アウト	4
5	イン	アウト	イン	5
6	イン	イン	アウト	6
7	イン	イン	イン	7

表11

20

30

## 【0289】

注目すべきは、表11のイン/アウト形態が、対応する焦点シフトの二進法表示に対する一対一対応関係を有し、「イン」は1に対応し、「アウト」はゼロに対応することである。例えば、図17Bに示された形態5は、可変ステージ1、2及び3の(イン、アウト、イン)である。この形態は数5:101のまさに二進法表示である。

40

## 【0290】

いくつかの実施態様は、1mmをわずかだけ超える連続Zスキャン範囲464(i)を有し、オーバーラップ・スキャン範囲を形成している。これらのシステムは、レーザーシステム1'を較正して、隣接するZスキャン範囲間にギャップを有することを回避する可能性を提供する。これらのギャップは、物理的システム内の範囲及び境界位置の不正確さを含む種々の理由から生じ得る。このような実施形は、レーザーシステム1'のオペレータが、いかなる焦点深度をも除外することなしに、基本的に8mmの全Zスキャン範囲を準連続的にスキャンするのを可能にする。従ってこのような実施形では、外科医が白内障処置を実施するか、或いは水晶体及び角膜の一体型処置を同様に高精度で実施することさえできる。

50

## 【 0 2 9 1 】

個々の焦点エクステンダ・レンズ 4 9 1 ( i ) の挿入による焦点シフトがレーザーシステム 1 ' ' の焦点深度と比較して小さいときには、全焦点シフトは、個々の焦点エクステンダ構成部分からの焦点シフトの和となる。加えて、Aldis Theorem (Handbook of Optical Systems, Volume 3: Aberration Theory and Correction of Optical Systems, Ed: Herbert Gross, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2007) によれば、光学システムの収差を、種々の光学素子の表面に対応する収差の和として表現することができる。

## 【 0 2 9 2 】

Aldis Theorem に照らして、可変ステージ Z スキャナ 4 5 0 b 全体の収差は、個々の可変ステージ 4 8 1 ( i ) 及びこれらの焦点エクステンダ・レンズ 4 9 1 ( i ) の補償の和として補償されることができる。レンズ 4 9 1 ( i ) それぞれがこれら自体の収差を少なくとも部分に補償する実施形において、レーザーシステム 1 ' ' の全収差は、全 Z スキャン中、又は少なくともそのかなりの部分にわたって基本的に引き続き補償され得る。

## 【 0 2 9 3 】

可変ステージ 4 8 ( i ) は、可変ステージ内部の適宜に選ばれた 1 つ以上のマルチプレット・レンズを利用して、可変ステージ 4 8 1 ( i ) 自体の Z スキャンによって引き起こされる収差を少なくとも部分的に補償することができる。

## 【 0 2 9 4 】

マルチプレット・レンズの例は、機能性マルチプレット、すなわち例えば種々異なる屈折率、厚さ、又は半径を有する複数のレンズを含有する光学素子を含む。最も単純な実施形の場合、これらのレンズは密にまとめられており、他の実施形の場合、レンズは直接には接触していない。一般に、これらの機能性マルチプレットのレンズは、時には専用レンズ・ハウジング内で一緒に動く。

## 【 0 2 9 5 】

マルチプレット・レンズは、シングレット・レンズと同じ、ビームの光学的集束を達成することができる。それに加えて、これらは付加的な調整可能なパラメータ (例えば各レンズの半径、曲率、及び屈折率) を有しているので、非点収差、コマ主鎖、高次球面収差、又は色誤差を含む、これらの付加的なパラメータを調整することにより、より多くのタイプの収差を補償することができる。

## 【 0 2 9 6 】

自己補償型レンズの他の実施態様は、適宜の形状ファクタを有することによって、又はレンズ・ベンディングによって、収差を補償する。レンズ・ベンディングは、球面収差を制御するための効果的な手段である。ベンディング量は、ベンディング・パラメータ  $X = (c_1 + c_2) / (c_1 - c_2)$  によって特徴づけられる。ここで  $c_1$  及び  $c_2$  は、レンズ表面の曲率である。球面収差は、ベンディング・パラメータ  $X$  に二次的に依存し、コマ収差は  $X$  に線形に依存する (Handbook of Optical Systems, Volume 3: Aberration Theory and Correction of Optical Systems, Ed: Herbert Gross, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2007)。適切に選ばれたレンズ・ベンディングは、球面収差、又は異なる深さにレーザービームを集束する結果として導入されたコマ収差、及びレンズが所定の位置に挿入されない時に存在する他の収差を補償することができる。

## 【 0 2 9 7 】

図 1 8 は、増分 Z スキャナ 4 5 0 b の実施態様を示している。この 3 ステージ実施形は、シングレット・レンズ 4 9 1 a ( 1 ) と、第 1 マルチプレット・レンズ 4 9 1 a ( 2 ) と、第 2 マルチプレット・レンズ 4 9 1 a ( 3 ) とを含む。これらのレンズ 4 9 1 a は別個の Z スキャナ 4 5 0 b 内に位置することができ、或いはオブジェクティブ 7 0 0 と一体化することもできる。オブジェクティブ 7 0 0 と増分 Z スキャナ 4 5 0 b との間に、付加的なレンズ群が配置されてよい。オブジェクティブ 7 0 0 は、増分 Z スキャナ 4 5 0 b とは別個のハウジング内に位置し、これに対して固定されるか又は運動可能であってよい。

## 【 0 2 9 8 】

増分 Z スキャナ 4 5 0 b の特定の実施態様のパラメータ範囲は、レーザービームによ

10

20

30

40

50

て交差される表面に関して、表 12.1 ~ 12.3 に記載されている。

【表 12.1】

表面	曲率 [1/m]	距離 [mm]	屈折率 n
1	(-0.5)-0.6	5-9	1.4-1.6
2	(-0.5)-0.9		

表12.1 シングレットレンズ491a (1)

10

【表 12.2】

表面	曲率 [1/m]	距離 [mm]	屈折率 n
1	(-0.5)-0.5	6-9	1.4-1.6
2	(-2.5)-(-4.0)	4-8	1.6-1.7
3	(-0.2)-(-2.0)		

表12.2 マルチプレットレンズ491a (2)

20

【表 12.3】

表面	曲率 [1/m]	距離 [mm]	屈折率 n
1	(-0.5)-2.2	4-9	1.4-1.65
2	3.0-4.2	2-9	1.52-1.65
3	1.0-2.0		

表12.3 マルチプレットレンズ491a (3)

30

【0299】

異なる実施形は、レーザーシステム 1' 内部に異なる形式で配置された Z スキャナを有することができる。いくつかの事例では、連続 Z スキャナ 250 b は、レーザー源 100 と XY スキャナ 300 との間に位置決めされることができ、そして増分 Z スキャナ 450 b は、レーザービーム路内で XY スキャナ 300 の後に位置決めされている。

40

【0300】

他の実施態様の場合、連続 Z スキャナ 250 b は、レーザービーム路内で XY スキャナ 300 の後に位置決めされていてよい。さらに他の実施態様の場合、連続 Z スキャナ 250 b は、レーザー源 100 と XY スキャナ 300 との間に位置決めされた第 1 ブロックと、レーザービーム路内の XY スキャナ 300 の後に位置決めされた第 2 ブロックとを含むことができる。

【0301】

レーザーシステム 1' の実施態様は、Z 焦点深度と、レーザービームの開口数 NA とを基本的に互いに独立して変化させるように構成されることができる。

【0302】

50

いくつかの実施態様は、レーザービーム路内のオブジェクト700の前に位置決めされた増分Zスキャナ450bを有し、増分Zスキャナ450bはオブジェクトとは別個のハウジング内にある。

【0303】

レーザーシステム1'のいくつかの実施形は、ステップ：

493(a) - レーザー源100によってレーザービームを発生させるステップ、

493(b) - 増分Zスキャナ450bによってレーザービームの焦点深度をZスキャンするステップ、及び

493(c) - 連続Zスキャナ250bによってレーザービームの焦点深度をZスキャンするステップ

において、方法493によって走査することができる。

【0304】

増分Zスキャナ450bによってレーザービームの焦点深度をZスキャンする493(b)ステップは、増分Zステップ463(i)における焦点深度をZスキャンすることを含むことができる。連続Zスキャナ250bによってZスキャンする493(c)ステップは、Zステップ463(i)に対応する連続スキャン範囲464(i)における焦点深度をZスキャンすることを含むことができる。

【0305】

いくつかの実施形の場合、連続スキャン範囲464(i)のうちの1つ以上はZステップ463(i)よりも大きいことが可能である。これらの実施形では、Zステップ463(i)の前後で連続Zスキャナ250bで焦点深度をZスキャンできる連続スキャン範囲464(i)及び464(i+1)、又は隣接するZレベル465(i)及び465(i+1)を中心とする連続スキャン範囲464(i)及び464(i+1)はオーバーラップし、眼科レーザーシステム1'のオペレータが、準連続的なZスキャン範囲において焦点深度をZスキャンするのを可能にする。

【0306】

方法493のいくつかの実施態様は、増分Zスキャナ450bを角膜Zレベル465(c)にセットし、角膜Zレベル465(c)の周辺で連続Zスキャナ250bによって焦点深度をZスキャンすることによって、角膜手術処置を施すのを可能にし、増分Zスキャナ450bを1つ又は2つ以上の水晶体レベル465(i)にセットし、そして水晶体

【0307】

方法493は、ターゲット領域461において、閾値よりも良好な収差を保つことができる。ここでは収差は球面収差、コマ収差、非点収差、及び色収差、又はこれらの任意の組み合わせであり得る。

【0308】

増分ZスキャナによるZスキャンのステップ493(b)は、レーザービーム路の内外に増分Zスキャナ450bの可変ステージ481(i)を位置決めすることを含んでよい。

【0309】

いくつかの実施形において、ステップ493(b)はさらに、予め定められたZ増分における焦点深度をZスキャンする一連の形態を成して可変ステージ481(i)を位置決めすることを含んでよい。いくつかの事例において、焦点深度は、レーザービーム路内で種々異なる可変ステージ481(i)を動かすことにより、種々異なる2の累乗で乗算された基本Zステップ長に比例して動かされる。

【0310】

焦点深度のZスキャンは、(a)連続Zスキャナによって焦点深度を、第1連続スキャン範囲の最大値の近くの焦点深度までZスキャンし、(b)増分Zスキャナによって増分Zステップで焦点深度を増大させ、(c)連続Zスキャナを第2連続スキャン範囲の最小

10

20

30

40

50

値の近くにリセットし、そして(d)第2連続スキャン範囲内で焦点深度をZスキャンすることを含んでもよい。

【0311】

方法493は、レーザービームの開口数を調節することから基本的に独立して、焦点深度をZスキャンするのを可能にする。

【0312】

5. オブジェクトィブ700

いくつかの実施形において、Zスキャナ450によって出力されたレーザービームは、ビームスプリッター/二色性ミラー600によってオブジェクトィブ700上に偏向される。このミラー600を介して、レーザー伝送システム1内に種々の補助光をカップリングすることもできる。補助光源は、光コヒーレンス・トモグラフィ(OCT)システム、照明システム、及び視覚的観察ブロックと連携する光を含むことができる。

10

【0313】

オブジェクトィブ700は、レーザーエンジン100からXYスキャナ300及びZスキャナ450を通して伝搬するXYZスキャンされたレーザービームと、手術ターゲット領域内への補助光のための共有光路を提供することができる。種々の実施形において、オブジェクトィブ700は、オブジェクトィブ・レンズ(対物レンズ)群を含んでよい。いくつかの実施形では、オブジェクトィブ・レンズ群のレンズは、互いに相対運動することはない。このようなものとして、オブジェクトィブ700はZスキャン機能の一体部分ではあるが、Zスキャンに可変的又は動的には関与しない。これらの実施形の場合、焦点スポットのZ焦点深度を動かすために、オブジェクトィブ700内でレンズ位置が調節されることはない。

20

【0314】

オブジェクトィブ700の実施形は、手術用パルス状レーザービームの球面収差、コマ収差、及び高次収差のうちの少なくとも1つを制御することができる。

【0315】

オブジェクトィブ700は種々異なる波長の光をガイドしているので、オブジェクトィブ700の実施形は、色消しレンズ群を使用する。補助光の波長範囲は例えば0.4ミクロン~0.9ミクロンであってよく、また手術用の光の波長は1.0~1.1ミクロン範囲であってよい。オブジェクトィブ700の実施形は、使用される光の波長範囲、例えば上記例では0.4ミクロン~1.1ミクロンの範囲全体を通して、色収差を予め定められた値未満に保つ。

30

【0316】

オブジェクトィブ700の重量又は質量は重要な考慮事項である。いくつかの実施形において、オブジェクトィブは、患者の眼と機械的に接触している。このようなものとして、これは眼に圧力を加える。この圧力は、眼をその弛緩した形態から歪ませて、ターゲットを選択し、手術用レーザービームを正確に指向することをより難しくする。

【0317】

さらに、患者が手術処置中に動く場合、オブジェクトィブは、患者の動きに応じて最小限の抵抗で動き得るのが好ましい。オブジェクトィブの重量はばねシステム又は釣り合い錘で静釣り合いを取ることができるものの、これらの手段は動的力又は慣性力を低減しないことがある。実際にはこれらの力はこのような手段によって増大されるおそれがある。これらの考慮事項の全ては、オブジェクトィブ700の重量又は質量を低減することの有用性に向いている。

40

【0318】

眼科手術手段に関連するクリティカルな力及びこれに相応するオブジェクトィブの質量を識別する数多くの方法がある。眼に対する種々の衝撃の概説が、例えばDetermination of Significant Parameters for Eye Injury Risk from Projectiles: Duma SM, Ng TP, Kennedy EA, Stitzel JD, Herring IP, Kuhn F. J Trauma. 2005 Oct; 59(4):940-4において発表されている。この論文は、眼に衝撃を与える物体を概説し、そして(i)角膜擦

50

過傷のような軽度の負傷、水晶体転位のような中度の負傷、及び網膜損傷のような重度の負傷に対応して、衝撃物体のクリティカル・エネルギー値を提供している。この論文はまた ( i i ) 数パーセントの可能性を表す「低」、約 50 % の可能性を表す「中」から、ほぼ確実な負傷を意味する「高」までの負傷確率を割り当てている。この論文はさらに ( i i i ) 衝撃物体の形状に従って影響シナリオを類別し、全衝撃エネルギー、及び衝撃面積によって基準化される衝撃エネルギーに従って分類した。

#### 【 0 3 1 9 】

これらの結果は、オブジェクト 700 の機械的支持システムの完全な故障によって引き起こされる、場合によって最大の衝撃負傷を調査することによって眼の手術の具体事例に適用することができる。このような故障は、典型的な鉛直方向経路 20 ~ 25 mm にわたるオブジェクト 700 全体の自由落下を生じさせて、オブジェクトのエネルギーを眼自体に転移させるおそれがある。既知の物理的原理に従ってオブジェクトの自由落下をモデリングする、発表済のクリティカル・エネルギー値から、クリティカル質量を計算することができる。

#### 【 0 3 2 0 】

この長さの鉛直方向経路は、下記設計原理から生じ得る。オブジェクト 700 はレーザー伝送システム 1 をガントリ ( gantry ) によって眼に安全且つ信頼性高くドッキングするために、鉛直方向スライディング・ステージ上に取り付けることができる。このような設計は、ガントリに対する精度及び力の要件を緩和する。なぜならば、鉛直方向のガントリはオブジェクト 700 を、鉛直方向移動範囲内に位置決めされるように収容するからである。さらに、一旦眼がドッキングされたら、これらの設計は眼が、眼とレーザー伝送システム 1 との付着状態を断つことなしに、レーザー源 100 に対して鉛直方向に動くのを可能にする。これらの動きは、患者の動き又は手術台の動きに起因して生じ得る。オブジェクト 700 の 20 ~ 25 mm の鉛直方向の移動範囲は、この範囲内のガントリの力及び患者の動きを効果的且つ安全に軽減する。

#### 【 0 3 2 1 】

最後に、( i v ) 設計上の考慮事項も、オブジェクト 700 の光学素子、例えばオブジェクト・レンズ群内のガラス・レンズ単独の ( 「光学」 ) 質量がオブジェクト全体の質量の下限を定義するという意味で、クリティカル質量に影響を与える。それというのも、オブジェクトのハウジング及び制御システムを低減する数多くの方法があるのに対して、レンズの質量を低減するのは極めて難しいからである。本発明のシステムにおいて、オブジェクトの全質量は、レンズ単独の「光学」質量の 2 ~ 3 倍であり得る。

#### 【 0 3 2 2 】

これらの基準のうちいくつかは、クリティカル質量のより先鋭な定義をもたらし、他の基準は、先鋭な定義に役立つのではなく、平滑な交差依存をもたらすにすぎない。

#### 【 0 3 2 3 】

上記 ( i ) ~ ( i v ) の分類の全ての可能な組み合わせから、クリティカル質量  $M_C$  の比較的先鋭で有意義な 4 つの定義を下記のように特定することができる：

- ( 1 )  $M_C 1$  ほぼ 400 グラム：質量  $M < M_C 1$  のオブジェクトは、最悪のケースである故障シナリオにおいても、患者を負傷させるリスクを基本的にもたらさない；
- ( 2 )  $M_C 2$  ほぼ 750 グラム： $M_C 1 < M < M_C 2$  レジームの質量が、全衝撃エネルギーを介して何らかの角膜擦過傷を引き起こす可能性は 10 % よりも大きいことがあり；
- ( 3 )  $M_C 3$  ほぼ 1300 ~ 1400 グラム： $M_C 2 < M < M_C 3$  レジームの質量が、任意の衝撃シナリオにおいて角膜擦過傷を引き起こす可能性は 50 % であることがあり；そして最後に、
- ( 4 )  $M_C 4$  ほぼ 3,300 グラム：いくつかの衝撃シナリオにおける  $M_C 3 < M < M_C 4$  の質量は、所定の角膜擦過傷に近い状態を引き起こすことがあり、そして中度又は最悪の度合いの負傷をもたらす可能性はゼロではない。



## 【 0 3 2 4 】

これらの確率の全てはもちろん、オブジェクティブの機械的支持システムの完全故障が実際に発生する低い確率で乗算しなければならない。しかし、眼科用途において、想像できるがしかし起こりそうもない負傷シナリオ全てを回避するために、極端な基準が採用されることが必要となり、このことが上記クリティカル質量を妥当なものにする。

## 【 0 3 2 5 】

従って、上記考慮事項は、オブジェクト 7 0 0 の総合的及び光学的な質量に関して、明確な基準に従って 4 つのクリティカル質量を特定する。従って、設計プロセスが何とかしてオブジェクティブ質量を低減して、上記クリティカル質量 M C 4 , . . . , M C 1 のうちのいずれか 1 つを下回るようにするオブジェクティブ 7 0 0 の実施態様が、質的により良好な、安全な手術処置の可能性を提供する。

10

## 【 0 3 2 6 】

フェムト秒眼科レーザーのための既存のオブジェクティブは、5 0 0 0 グラムを上回る質量を有しており、これは、これら 4 つのクリティカル質量のうちの最大のものをさえかなり上回る。例外はManziによる米国特許出願公開第 2 0 0 3 0 0 5 3 2 1 9 号明細書であり、これに記載されたレンズ系において、レンズの光学質量は単独で約 1 0 0 0 グラムであり、全質量は場合によっては 2 , 0 0 0 ~ 3 , 0 0 0 グラムとなる。Manziの設計は、他の既存のオブジェクティブよりも軽量ではあるもののまだ極めて大規模である。これは主として、Zスキャナがオブジェクティブの一体部分であることに起因する。それというのもオブジェクティブ内部のレンズ素子がZ焦点制御のために使用されるからである。精密機械加工されたハウジングのため、レンズのための精密線形ガイドのため、そしてサーボモータのために、付加的な質量がManziによって必要とされる。これらは全て全質量を増大させて 5 0 0 0 グラムを上回る値に戻す。

20

## 【 0 3 2 7 】

対照的に、オブジェクティブ 7 0 0 の種々の実施態様の質量は上記質量範囲：0 ~ 4 0 0 グラム、4 0 0 ~ 7 5 0 グラム、7 5 0 ~ 1 , 3 5 0 グラム、及び 1 , 3 5 0 ~ 3 , 3 0 0 グラムのうちのいずれかの範囲に含まれ得る。この質量は光学質量又は全質量であってよい。例えばオブジェクティブ 7 0 0 の実施体におけるレンズの質量は 1 3 0 グラム未満であり得る。4 0 0 グラムの全集成体質量のための精密金属ハウジング内にこれらのレンズを取り付けることが好都合である。

30

## 【 0 3 2 8 】

オブジェクティブ 7 0 0 の実施態様は、Zスキャン機能を別個のZスキャナ 4 5 0 に移動し、これを別個の機能性又は機械的なハウジング内に収容することにより、4 0 0 グラム、7 5 0 グラム、1 , 3 5 0 グラム及び 3 , 3 0 0 グラム未満までのこのような顕著な質量低減を達成する。ここで「機能性又は機械的なハウジング」という用語は、非機能性設計の考察事項全体によって、別個のZスキャナ 4 5 0 がオブジェクティブ 7 0 0 と同じ一般的な容器内に配置され得るが、しかしこのような一般的な容器は、光学的機能又は機械的な目的には役立たないという事実を意味する。

## 【 0 3 2 9 】

いくつかの実施態様の場合、オブジェクティブ 7 0 0 の光学特徴を調節することによって動的Zスキャン機能のうちの少なくともいくつかを実施する類似のオブジェクティブと比較して、P ( m a s s ) パーセンテージによってオブジェクティブ 7 0 0 の質量を低減することができる。このような特徴は、オブジェクティブ 7 0 0 内に組み込まれたZスキャナ 4 5 0 全体であるか、又はオブジェクティブ 7 0 0 内に組み込まれた可動ビームエクスパンダ・ブロック 5 0 0 であるか、又はオブジェクティブ 7 0 0 内に組み込まれた 1 つ又は 2 つ以上の可動スキャンレンズであってよい。P ( m a s s ) は 1 0 %、5 0 %、又は 1 0 0 % であり得る。

40

## 【 0 3 3 0 】

オブジェクティブ 7 0 0 及び手術用レーザーシステム 1 の対応設計の別の関連態様については、図 1 4 に関連して説明した。図示のように、Zスキャナ 4 5 0 の実施態様は、X

50

YZスキャンされたレーザービームをオブジェクティブの入射ピボット・ポイントPP(O)上に集束することができる。オブジェクティブ700内部に入射ピボット・ポイントPP(O)を有する実施態様は、ビームがこの内部ピボット・ポイントPP(O)に向かって収束するにつれて、光路の大部分にわたってビーム半径rbが大幅に低減される。そして今度は、ビーム半径rbが低減されたビームを、より小さなレンズによって制御することができ、その結果、オブジェクティブ700の質量全体を大幅に低減することができる。

【0331】

上記設計の洞察に従ったオブジェクティブ700の実施形を表13に要約し、そして図19に示す。オブジェクティブ700の実施形は、Zスキャナ450から手術用パルス状レーザービームを受容するための第1レンズ群と、第1レンズ群から手術用パルス状レーザービームを受容するための、そしてこの手術用レーザービームをターゲット領域上に集束するための第2レンズ群とを含む。

10

【0332】

表13は図19のオブジェクティブ700をより詳細に、表面1~16を介して示している。オブジェクティブ700は9つのレンズL1~L9を有しており、そして表面17を介して患者インターフェイス800と相互作用している。前述のように、括弧は、対応パラメータが取り得る範囲を示している(表面1及び2はレンズL1/L2のダブルレットを画定し、そして表面8及び9はレンズL5/L6のダブルレットを画定しており、従って表面数は18の代わりに16である)。

20

【表13】

表面	曲率[1/m]	距離[mm]	屈折率n
1	(-1.5, 4.5)	(1, 6)	(1.7, 1.9)
2	(7.8, 45)	(6.4, 13)	(1.56, 1.8)
3	(-4.2, 3.2)	(0, 3.2)	1
4	(22, 36)	(10.5, 14)	(1.47, 1.62)
5	(-10, 5)	(0, 6.8)	1
6	(-27.2, -12.6)	(8.0, 11.6)	(1.58, 1.63)
7	(-30.3, 2.5)	(0, 6.7)	1
8	(-3.1, 18.9)	(4.0, 8.3)	(1.65, 1.76)
9	(40.7, 72)	(8.2, 17.9)	(1.57, 1.69)
10	(-28.3, -22.1)	(0, 3)	1
11	(-37.8, -17.6)	(3.0, 26)	(1.70, 1.86)
12	(-6.3, 14.0)	(0, 3.0)	1
13	(37.9, 65)	(12.0, 22.3)	(1.54, 1.72)
14	(-15.4, 5.2)	(0, 6.5)	1
15	(-55.1, -21.6)	(2.0, 4.7)	(1.56, 1.85)
16	(11.4, 26.8)	(0, 2.0)	1
17	(-60.0, 0)	(1.0, 1.5)	(1.47, 1.54)

30

40

表13

【0333】

他の実施形において、異なる数のレンズを、上記設計考慮事項を同等に満たす異なるパ

50

ラメータ範囲とともに使用することができる。

【0334】

いくつかの実施態様の場合、オブジェクトブ700をレンズ群に関連して記述することができる。例えばオブジェクトブ700は、Zスキャナ450から、XYZスキャンされたレーザービームを受容するための第1レンズ群と、第1レンズ群からレーザービームを受容するための第2レンズ群とを含む。第2レンズ群は、屈折率範囲1.54~1.72の第1レンズと、曲率範囲37.9~65 1/mの入射表面と、曲率範囲-15.4~5.2 1/mの射出表面とを含むことができる。さらに、第2レンズ群は、屈折率範囲1.56~1.85の、距離範囲0~6.5mmだけ第1レンズから離された第2レンズと、曲率範囲-55.1~-21.8 1/mの入射表面と、曲率範囲11.4~26.8 1/mの射出表面とを含むことができる。オブジェクトブ700はレーザービームを、第2レンズを通して患者インターフェイス800上に出力することができる。

10

【0335】

いくつかの実施形では、オブジェクトブ700の有効焦点距離は70mm未満である。

【0336】

いくつかの実施形では、オブジェクトブ700から患者インターフェイス800までの距離は20mm未満である。

【0337】

いくつかの設計において、レーザー伝送システム1の焦点面の曲率は20 1/mよりも大きい。

20

【0338】

商業的に入手可能な光学設計ソフトウェア・パッケージ、例えばOptical Research Associatesから入手可能なZemax Development Corporation 又はCode Vを使用することにより、本明細書全体を通して表された設計原理に則るように、オブジェクトブ700及び手術用レーザーシステム1の数多くの他の実施形を形成することもできる。

【0339】

6. 全体的なシステム光学的性能

種々の実施形において、サブシステムであるプリコンペンセータ200と、XYZスキャナ300と、Zスキャナ450と、オブジェクトブ700とを相互依存的に最適化することによって、レーザー伝送システム1の光学的性能が、例えば眼科手術用途のために独自に有用な特性を呈するようにすることができる。

30

【0340】

表14A~Bは、第1及び第2の実施形におけるレーザー伝送システム1全体の光学的性能を、開口数NA及びストレルレシオSに関して要約する。光学的性能はここでもやはり、上記基準点P1, . . . P5と同様に、基準点で特徴づけられている。表14A~Bは、レーザー伝送システム1の光学的性能を、形態A, B, C及びDにおける成分とともに示している。これらの形態は、それぞれ角膜中心(A), 角膜周囲(B), 水晶体中心(C), 及び水晶体周囲(D)にレーザービームを伝送する。これらの基準点は、水晶体に眼科手術を施すことの難題を伴う大きい手術ボリュームを表す。

40

【0341】

表14A~Bは、特定値を有する基準点の半径方向座標を示している。しかしながら、他の実施態様の場合、NA及びSは、これらの特定半径方向座標「周辺」に同じそれぞれの範囲の値を取る。いくつかの事例では「周辺」という用語は、示された半径方向座標値からP(radial)パーセント以内の半径方向座標範囲を意味する。ここでP(radial)は10%、20%及び30%のうちの一つであり得る。例えば、z半径方向座標範囲7.2mm及び8.8mmの点は、「水晶体、中心」基準点のz=8.0mm半径方向座標からP(radial)=10%近傍以内にある。

【0342】

さらに、いくつかの実施態様では、NA及びSは、B, C及びD形態に対して挙げられ

50

た3つのそれぞれの範囲のうちの1つだけに該当する。いくつかの他の実施態様では、NA及びSは、表14A～BのB、C及びD形態に対して挙げられた3つのそれぞれの範囲のうちの2つだけに該当する。

【0343】

表から判るように、記載されたレーザー伝送システムは、水晶体手術ポリーム全体を通して、基本的に回折限界的な光学的性能になるように良好に修正される。

【表14A】

形態	組織、部位	深さz [mm]	半径r [mm]	開口数 NA	ストレールレシオ S
A	角膜、中心	0.3	0	(0.25, 0.40)	(0.90, 1.0)
B	角膜、周囲	0.3	6.2	(0.25, 0.40)	(0.90, 1.0)
C	水晶体、中心	8	0	(0.15, 0.35)	(0.90, 1.0)
D	水晶体、周囲	7.3	4	(0.15, 0.35)	(0.80, 1.0)

10

表14A

【表14B】

形態	組織、部位	深さz [mm]	半径r [mm]	開口数 NA	ストレールレシオ S
A	角膜、中心	0.3	0	(0.30, 0.35)	(0.95, 1.0)
B	角膜、周囲	0.3	6.2	(0.30, 0.35)	(0.90, 0.95)
C	水晶体、中心	8	0	(0.20, 0.25)	(0.95, 1.0)
D	水晶体、周囲	7.3	4	(0.20, 0.25)	(0.85, 0.90)

20

表14B

30

【0344】

ストレールレシオSが0.8を上回る類似の設計は、これらの設計の全てが回折限界的システムと考えられるため、上に挙げた設計と同等のものと考えられることができる。

【0345】

他の収差尺度、例えば焦点スポット半径 $r_f$ をストレールレシオSの代わりに使用して、レーザー伝送システム1の光学的性能全体を特徴づけることもできる。大きい開口数NAと結びついた大きいストレールレシオは、小さな焦点スポット半径 $r_f$ と言い換えられるので、形態A～D全体を通して、焦点スポット半径 $r_f$ は眼ターゲット領域において、いくつかの実施形では2ミクロン未満にとどまり、他の実施形では4ミクロン未満にとどまり、さらに他の実施形では10ミクロン未満にとどまる。

40

【0346】

レーザー伝送システムの性能をより正確に特徴づけるために、そしてビーム伝搬に対する角膜及び水晶体の実質的な影響を表すために、表14A～BのNA値及びS値は、光学的設計の一部分として眼を含む系を設計することによって導き出されている。いくつかの設計において、眼は、その自然な形でモデル化される。他の設計では、真正な手術条件を表すために、眼のある程度の圧平が含まれている。

【0347】

表15は、図19の人間の眼のモデル850によって示されているように、当該眼組織

50

のシンプルなモデルを要約する。(表面のナンバリングは、表13のナンバリングに続くように選択され、表18で始まっている。表面は患者インターフェイス800を角膜組織に結合する。)眼組織は、0.6mm厚の角膜(患者インターフェイスから共有表面18を介して入射)、房水(角膜から表面19を介して入射)、及び水晶体(房水から表面20を介して入射)によってモデル化されることができる。眼表面の分離は、レンズ表面1~16の分離と同様に処理される。

【表15】

表面	曲率[1/m]	距離[mm]	屈折率n
18	(-100, -80)	0.6	1.38
19	(-100, -80)	(2.0, 4.0)	1.34
20	(-100, -80)	(3.0, 5.0)	1.42

10

表15

【0348】

この眼組織モデルを使用して、表14A~BのNA値及びS値を計算した。関連する眼モデルは、比較可能な収差尺度をもたらす。

20

【0349】

別個のさらなる態様において、光学手段によって修正されない歪曲及びフィールド湾曲のうちのいくつかを残すことによって、レーザー伝送システム1全体の光学的設計のいくつかの実施形を単純化することができる。

【0350】

図20が示すように、いくつかのシステムにおいて、この設計原理は手術システムの位置精度を有利なものでなくする。四角いドットは、XYスキャナ300のミラーが1度ステップでスキャンし、そしてZスキャナ450が、可動ビームエクスペンダ500を5mmステップで動かすことによってZ焦点深度をスキャンするのに伴う焦点スポットの位置を示している。図から判るように、Z焦点深度を一定に維持しながら焦点スポットのXYスキャンされた場所として定義される「焦点面」が湾曲している。側方周囲では切開深さはより浅く、このことは修正されないフィールド湾曲を有するレンズの既知の挙動と一致する。

30

【0351】

同様に、XYスキャナ300のミラーが固定状態に保たれ、Zスキャナ450がZ焦点深度をスキャンすると、焦点スポットの側方位置が変化する。設計をさらに複雑にすると、半径方向側方XY位置も、Z焦点深度も、それぞれのスキャナ位置に対する線形依存性を呈さない。XY平面において、これらの歪曲は樽形又は糸巻き形歪曲と呼ばれる(多くの実施形では、第三座標、XYスキャナ300のアジマス角は不変のまま焦点位置のアジマス角に移り、従ってこれは示さない)。

40

【0352】

図21は、レーザー伝送システム1のいくつかの実施形がいかにして新しいコンピュータシヨナル・ソリューション(計算解)を上記難題に提供するかを示している。スキャナ座標は、球面座標( , , )の形で与えられる。ここで はZスキャナ450の位置であり、 はXYスキャナ300の光軸からの傾斜角であり、そして はアジマス角である。焦点スポット位置は、円柱焦点座標( z , r , )によって与えられ、zはZ焦点深度であり、rは光軸からの半径方向距離であり、そして はアジマス角である。

【0353】

焦点位置のアジマス角は、スキャナのアジマス角と基本的に同じであり得るので、示されていない。残りのXY及びZスキャナ座標( , , )は、それぞれのスキャン・インタ

50

ーバル内で離散化することができ、スキャン・グリッド、及び  $C_{ij} = (i, j)$  として定義された対応スキャナ・マトリックス  $C_{ij}$  を定義する。実際のスキャナ座標が値  $(i_0, j_0)$  を取るならば、スキャン・マトリックス  $C_{ij}$  はこの特定の  $(i_0, j_0)$  では 1 であり、そして他の全ての  $(i, j)$  対に対してはゼロである。

【0354】

同様に、焦点スポット位置は、二次元焦点マトリックス  $S_{kl}$  によって特徴づけられることができる。ここで  $S_{kl}$  は、離散化された半径方向座標及び Z 深さ焦点座標  $(z_k, r_l)$  と関連する。スキャナ・マトリックス  $C_{ij}$  及び焦点マトリックス  $S_{kl}$  に関して、レーザー伝送システム 1 の光学性能は、スキャナ座標  $(i, j)$  がいかにして焦点座標  $(z_k, r_l)$  上に変換するか、を表す四次元トランスフォーママトリックス  $T_{ijkl}$ 、一般には  $S = TC$ 、又は詳細には

10

【数 7】

$$S_{kl} = \sum_{ij} T_{kl ij} C_{ij}$$

を用いて特徴づけられることができる。

【0355】

トランスフォーママトリックス  $T_{ijkl}$  は、スキャナ・マトリックス  $C_{ij}$  と焦点マトリックス  $S_k$  との線形接続を示しているが、いくつかの他の実施形では、スキャナ・マトリックス  $C_{ij}$  と焦点マトリックス  $S_k$  との間には、非線形関係が存在してよい。これらの実施形では、等式 (5) は非線形接続によって置き換えられる。

20

【0356】

レーザー伝送システム 1 は、コンピュータ光線追跡、物理的較正、又はこれら両方の組み合わせによって、トランスフォーママトリックス  $T$  の要素を最適化するように構成されることができる。物理的較正法の実施形が、米国特許出願公開第 20090131921 号に記載されている。この方法をこのような目的で用いることもできる。

【0357】

典型的には、トランスフォーママトリックス  $T$  は可逆的であり、逆トランスフォーママトリックス  $T^{-1}$  を作成するためにこれを用いることができる。逆トランスフォーママトリックス  $T^{-1}$  は焦点マトリックス  $S_{kl}$  の要素をスキャナ・マトリックス  $C_{ij}$  に接続する。

30

【0358】

或いは、いくつかの実施態様の場合、ターゲット領域内で所期焦点マトリックス  $S_{kl}$  によってコンピュータ設計プロセスを開始し、そして例えば光線追跡を用いて対応スキャナ・マトリックス  $C_{ij}$  を再構成することによって、逆トランスフォーママトリックス  $T^{-1}$  を直接に決定することもできる。

【0359】

図 21 ~ 22 はこのような関係を示している。図 21 ~ 22 は、z 軸及び r 軸上で示された  $(z_k, r_l)$  焦点座標にビームを集束するために、XY スキャナ 300 又は Z スキャナ 450 がどの  $(i, j)$  スキャナ座標に調節され得るかを示すノモグラムである。

40

【0360】

図 21 は、 $(z, r)$  焦点座標に対応する、XY スキャナ 300 の傾斜角を示している。一例としては、Z 深さ  $z = 6$  mm 及び半径方向位置  $r = 4$  mm を達成するために、破線は、XY スキャナ傾斜角  $\theta = 6.4$  度を用いることができることを示している。

【0361】

図 22 が示すように、同じ  $(z, r) = (4, 6)$  焦点座標を達成するために、Z スキャナ位置  $\theta = 15.5$  を用いることができる。コンピュータにより、ノモグラムをコンピュータ・メモリ内にルックアップテーブルとして記憶することができる。二次元の線形又は二次補間によって、記憶されたルックアップ座標間の値を素早く割り出すことができる

50

## 【0362】

トランスファーマトリックス $T$ 及びその逆トランスファーマトリックス $T^{-1}$ の知識は、レーザー伝送システム1の実施態様が、光学法の代わりにコンピュータ法を用いることによって図20の収差を修正するのを可能にする。これらの実施態様はコンピュータ・コントローラを含んでいてよい。このコンピュータ・コントローラは、レーザー伝送システム1の光学歪曲を制御するためにXYスキャナ300及びZスキャナ450のうちの少なくとも一方を制御することができる。

## 【0363】

図23は、例えば、光学歪曲が低減されたスキャンパターンに沿ってスキャンすることが、例えば予め定められたZ焦点深度 $z$ の平らな焦点面に沿ったターゲット領域内で望まれる場合、コンピュータ・コントローラは、下記コンピュータ制御法900のステップを実施することができる：

(910) - ターゲット領域内の光学歪曲が低減されたスキャンパターンに対応する、入力 $(z_k, r_l)$ 焦点座標と焦点マトリックス $S_{kl}$ の要素とのうちの少なくとも1つを受理；

(920) - 予め定められた逆トランスファーマトリックス $(T^{-1})_{ijkl}$ を用いて、入力 $(z_k, r_l)$ 焦点座標又は焦点マトリックス $S_{kl}$ の要素に対応する、 $(i, j)$ スキャナ座標とスキャナ・マトリックス $C_{ij}$ の要素とのうちの少なくとも1つを、記憶されたメモリから計算し又は呼び戻し；且つ

(930) - 入力 $(z_k, r_l)$ 焦点座標又は焦点マトリックス $S_{kl}$ の要素に従って焦点スポットをスキャンすべく、計算された $(i, j)$ スキャナ座標に従ってZスキャナ450及びXYスキャナ300のうちの少なくとも一方を制御する。

## 【0364】

このようなコンピュータ・コントローラを有するレーザー伝送システムは、このようなコントローラのない同じ又は同様のレーザーシステムと比較して、光学歪曲を低減することができる。低減度はいくつかの実施態様において10%もの大きさであることがあり、また他の実施態様において30%もの大きさであることもある。

## 【0365】

低減された光学歪曲は収差、フィールド湾曲、樽形歪曲、糸巻き形歪曲、湾曲状焦点面、及びZ軸に対して平行であることが意図された、曲げられたスキャン線のうちのいずれかであり得る。

## 【0366】

いくつかの実施形において、コンピュータ・コントローラは、プリコンペンセータ200、XYスキャナ300、Zスキャナ450、及びオブジェクト700を含むレーザー伝送システムの他のブロックと協働して、場合によってこれらの上記特徴のいずれかを利用して、これらの機能を発揮する。

## 【0367】

可能な類似の実施形の数、光学収差を低減するためのコンピュータ制御原理に依存して極めて多い。例えば、いくつかの実施態様におけるコンピュータ・コントローラは、クリティカルな曲率値を下回る曲率を有する焦点面上で焦点スポットをスキャンすることができる。いくつかの他の実施形において、予め定められた形状を有する表面を、コンピュータ・コントローラの適宜な動作によってスキャンすることができる。

## 【0368】

本明細書は多くの細目を含んでいるが、これらは発明の範囲又は請求の範囲を限定するものと解釈するべきではなく、むしろ本発明の特定の実施態様に対して具体的な特徴を記述したものと解釈するべきである。別々の実施態様の関連で本明細書中に記載された特徴は、単独の実施態様中で組み合わせて実施することもできる。反対に、単独の実施態様の関連で記載された種々の特徴は、複数の実施態様において別々に、又は任意の好適な副次的組み合わせにおいて実施することもできる。さらに、特徴は組み合わせの形で作用する

10

20

30

40

50

と上に記載されており、またそういうものとして最初に主張されているが、主張された組み合わせに由来する1つ又は2つ以上の特徴をいくつかの事例ではその組み合わせから削除して、そして主張された組み合わせを副次的組み合わせ又は副次的組み合わせのバリエーションに導いてもよい。

【0369】

画像誘導手術技術、装置、及びシステムの数多くの実施形が開示されている。しかし、記載の実施形及びその他の実施形に、記載事項に基づいて変更及び改善を加えることができる。

【図1】

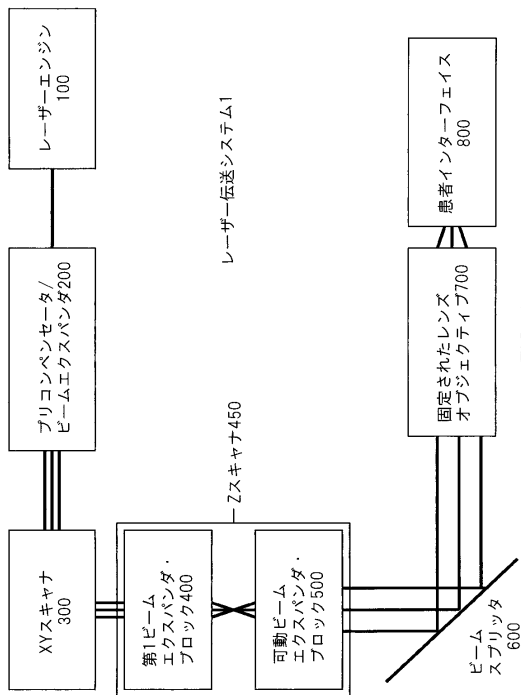


FIG. 1

【図2】

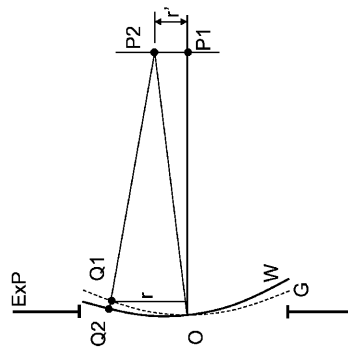
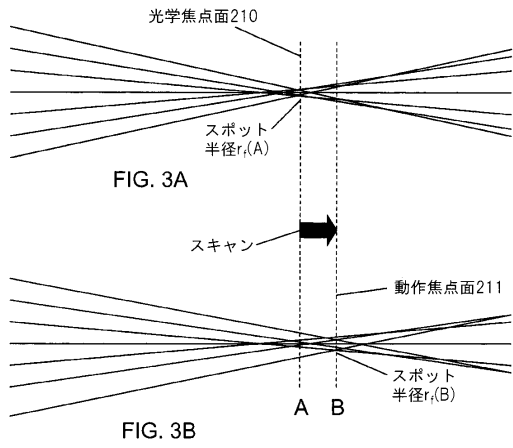


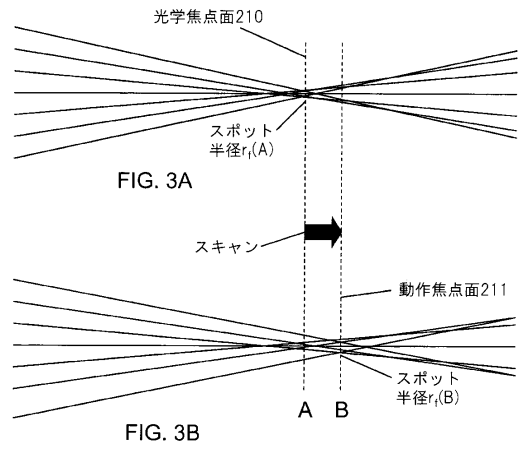
FIG. 2



【図3A】



【図3B】



【図3C】

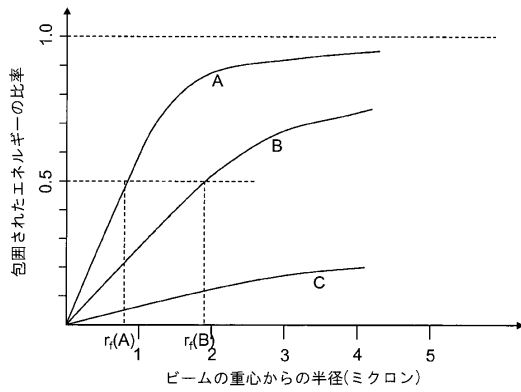


FIG. 3C

【図4】

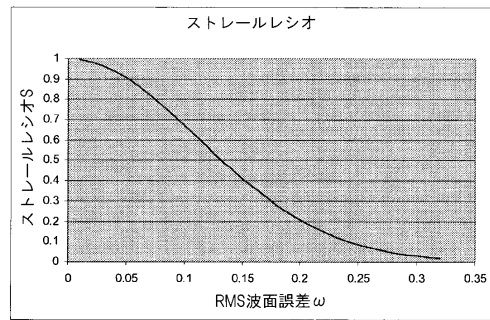


FIG. 4

【図5】

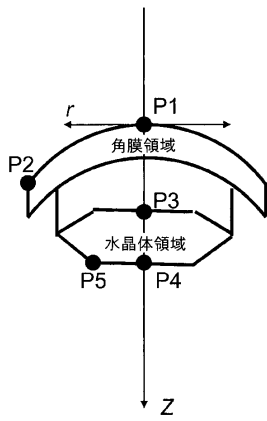


FIG. 5

【図6A】

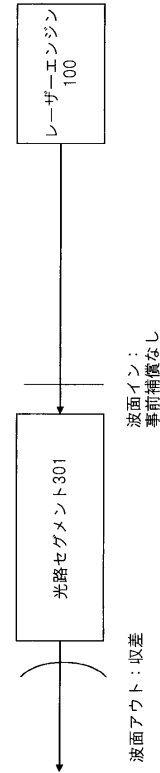


FIG. 6A

【図6B】

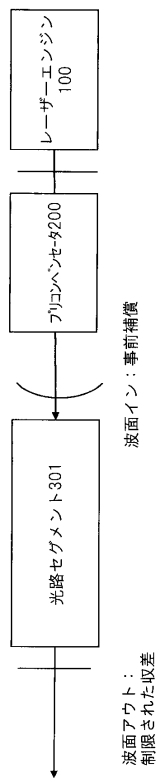


FIG. 6B

【図7A】

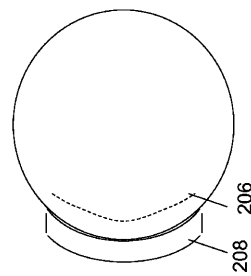


FIG. 7A

【図7B】

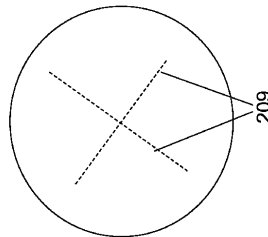


FIG. 7B

【図 8 A】

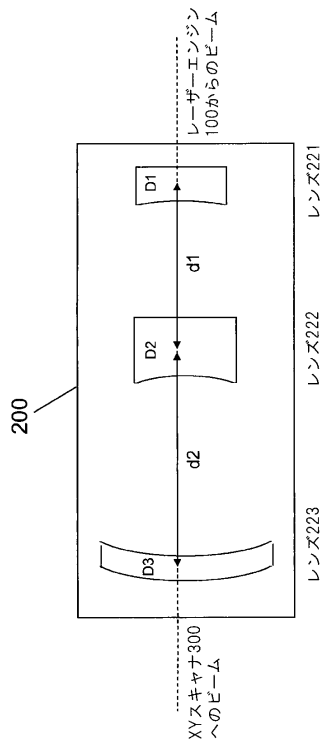


FIG. 8A

【図 8 B】

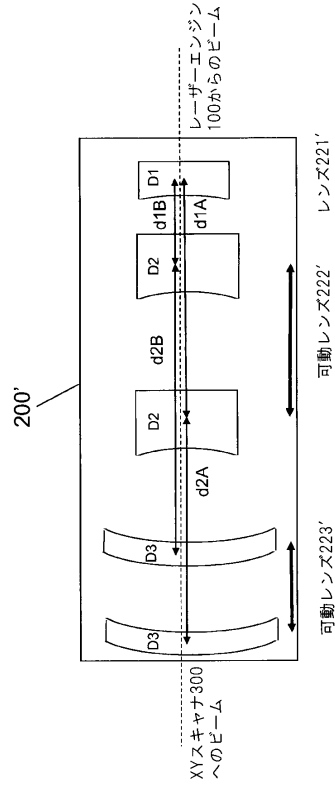


FIG. 8B

【図 8 C】

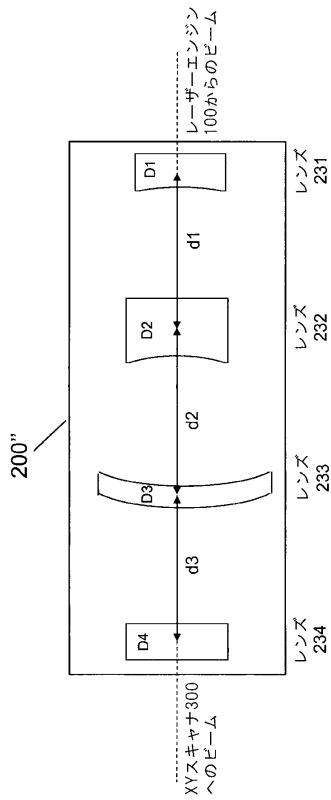


FIG. 8C

【図 8 D】

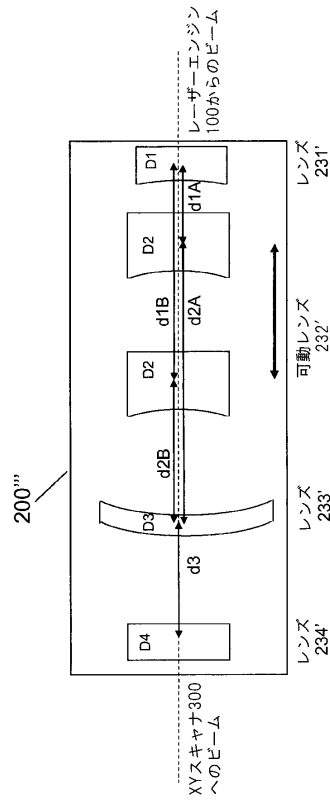


FIG. 8D

【 図 9 】

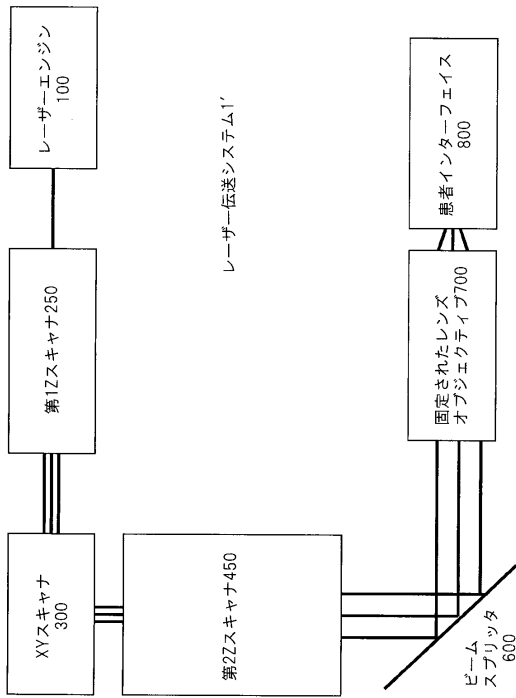


FIG. 9

【 図 10 】

	0個のNA アジャスタ	XYスキャナの 前の1つの NAコントローラ	XYスキャナの 後の1つの NAコントローラ	2つのNA コントローラ
0個のZ深さ スキャナ (固定Z深さ)		XYスキャナ中に NAを制御	XYスキャナ中に NAを制御	XYスキャナ中に NAを制御
XYスキャナの 前の1つのZ深さ スキャナ	Zスキャン	-Zスキャン -NAを制御	-Zスキャン -NAを制御	-Zスキャン -NAを制御
XYスキャナの 後の1つのZ深さ スキャナ	Zスキャン	-Zスキャン -NAを制御	-Zスキャン -NAを制御	-Zスキャン -NAを制御
2つのZ深さ スキャナ	2つの速度で Zスキャン	-2つの速度で Zスキャン -NAを制御	-2つの速度で Zスキャン -NAを制御	-2つの速度で Zスキャン -NAを制御

FIG. 10

【 図 1 1 A 】

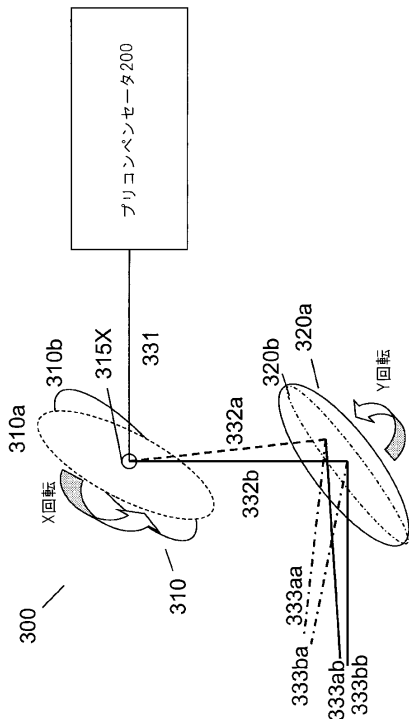


FIG. 11A

【 図 1 1 B 】

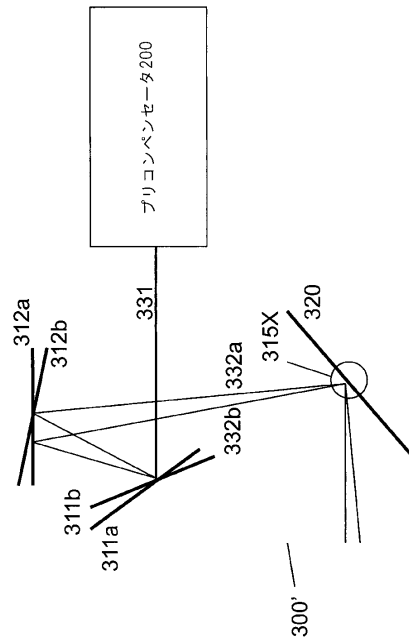


FIG. 11B

【図11C】

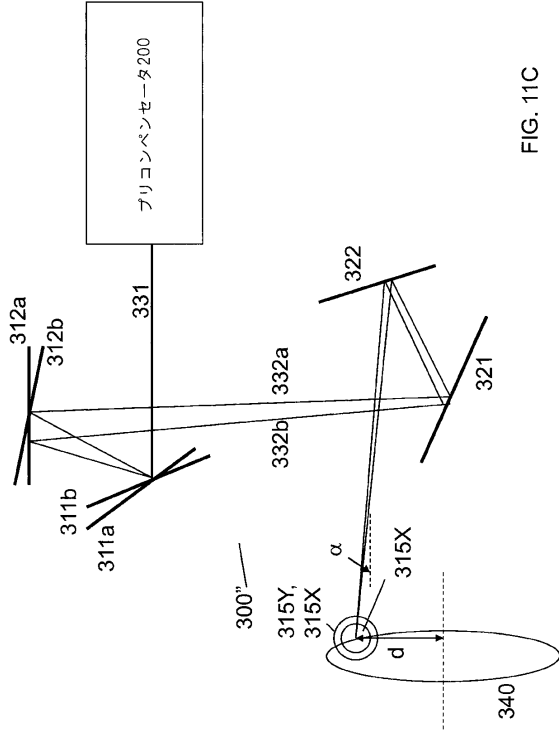


FIG. 11C

【図12A】

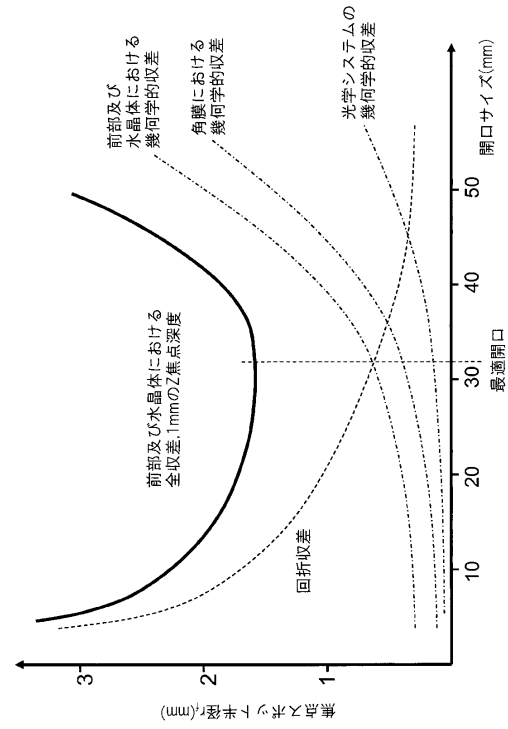


FIG. 12A

【図12B】

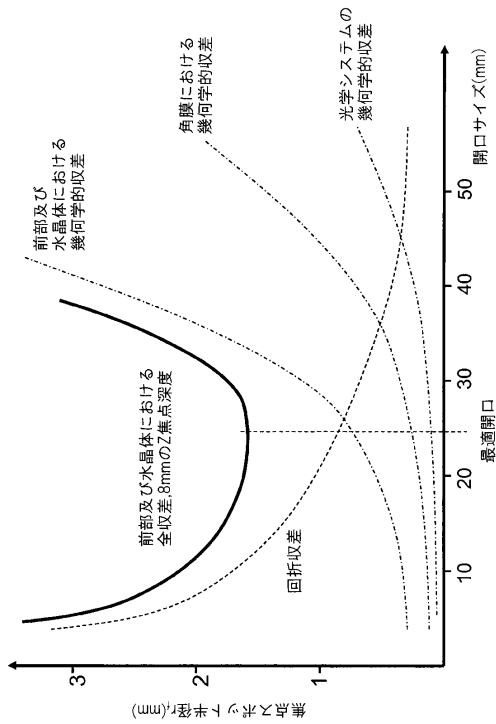


FIG. 12B

【図12C】

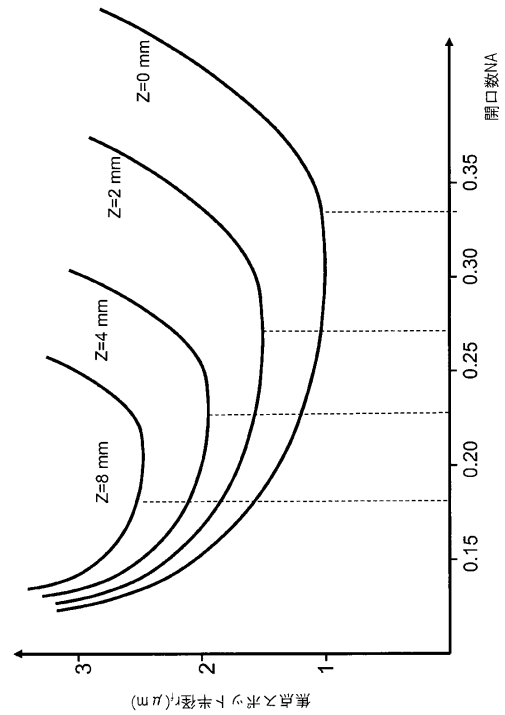


FIG. 12C

【 図 1 2 D 】

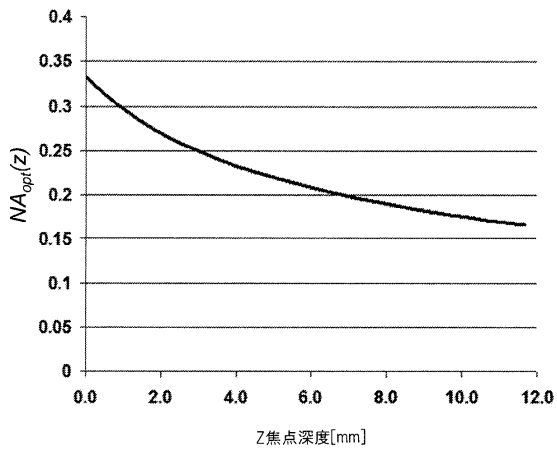
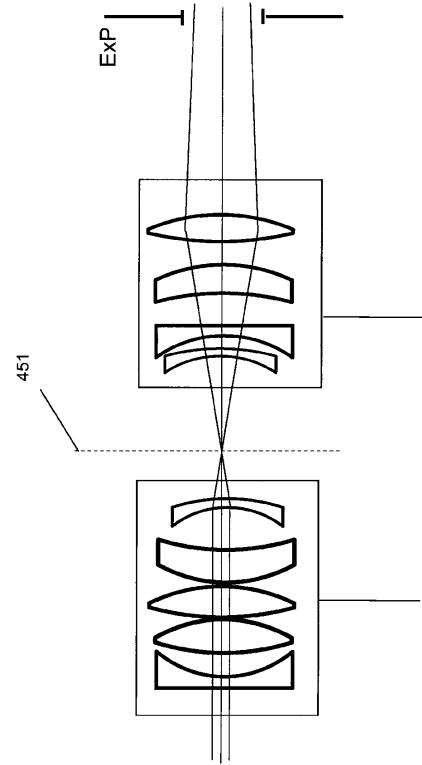


FIG. 12D

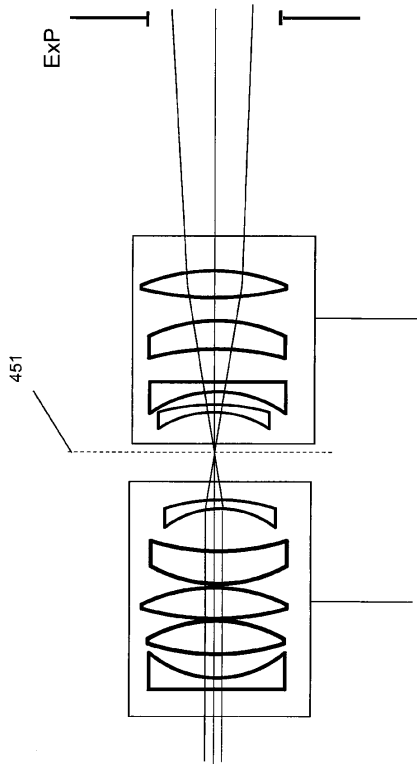
【 図 1 3 A 】



第1ビームエキスパンダ・ブロック400 可動ビームエキスパンダ・ブロック500

FIG. 13A

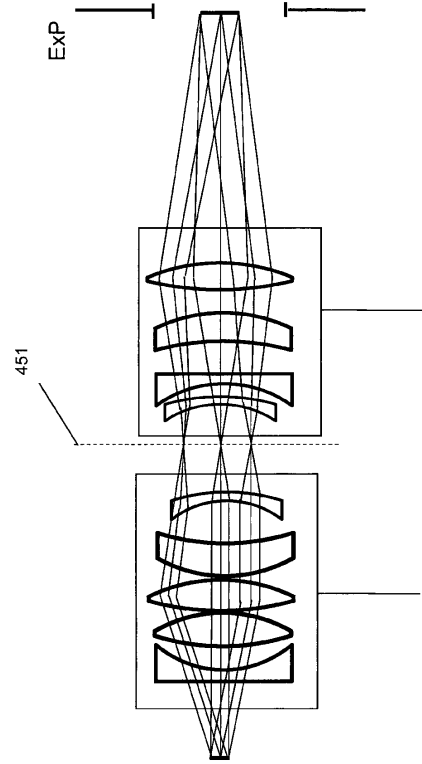
【 図 1 3 B 】



第1ビームエキスパンダ・ブロック400 可動ビームエキスパンダ・ブロック500

FIG. 13B

【 図 1 4 】



第1ビームエキスパンダ・ブロック400 可動ビームエキスパンダ・ブロック500

FIG. 14

【図15】

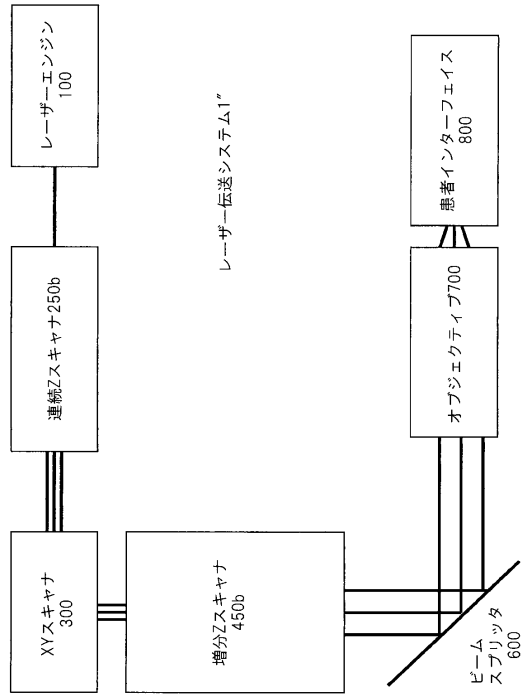


FIG. 15

【図16A】

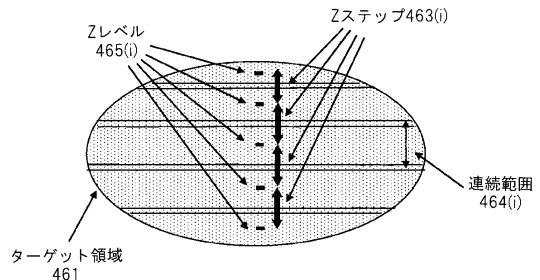


FIG. 16A

【図16B】

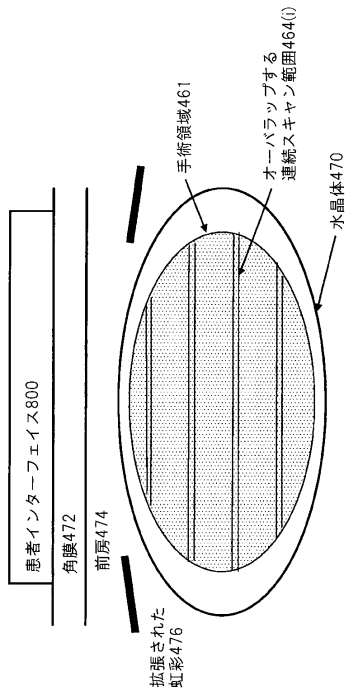


FIG. 16B

【図17A】

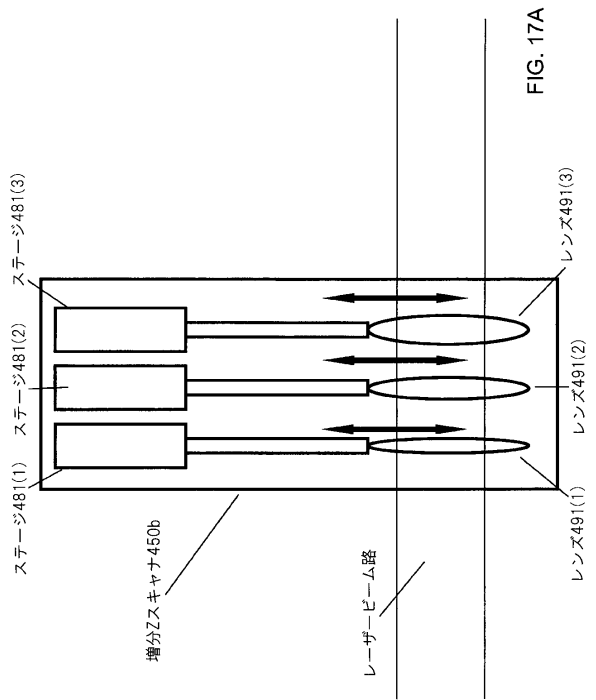


FIG. 17A

【図17B】

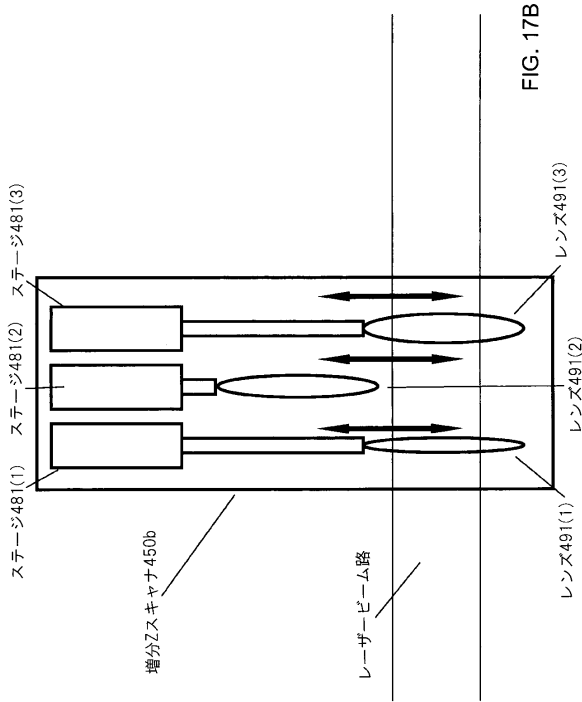


FIG. 17B

【図18】

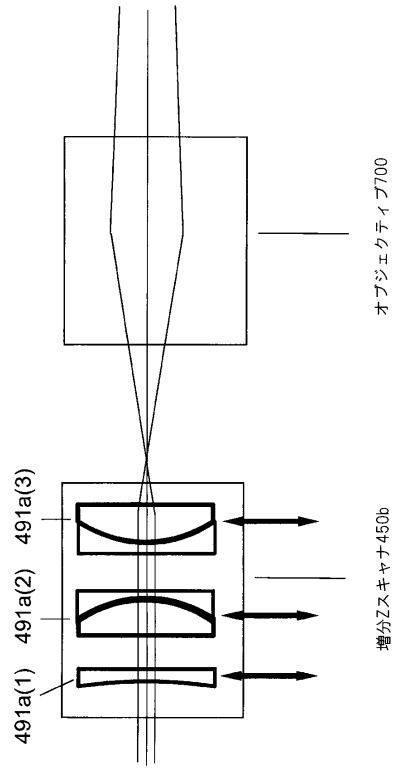


FIG. 18

【図19】

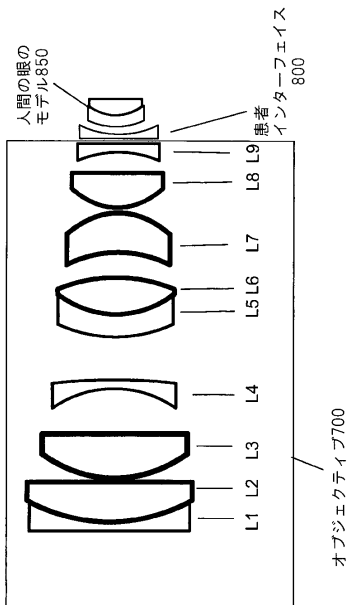


FIG. 19

【図20】

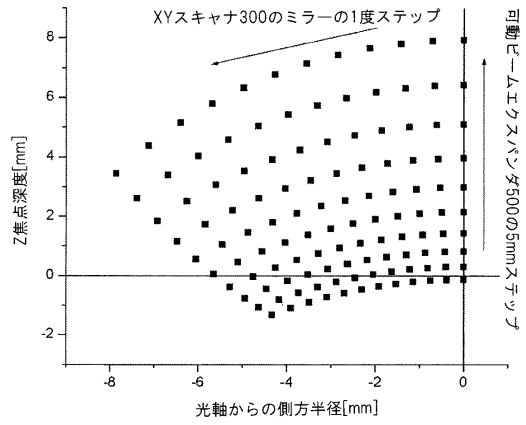


FIG. 20



【 図 2 1 】

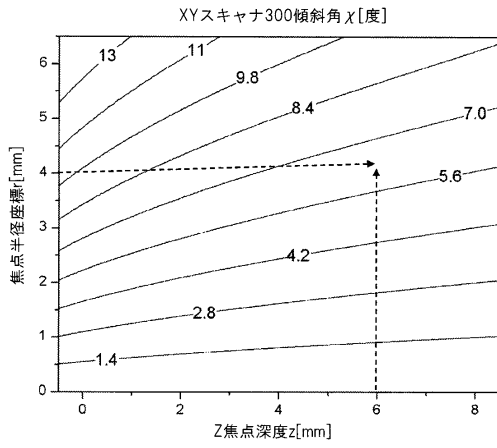


FIG. 21

【 図 2 2 】

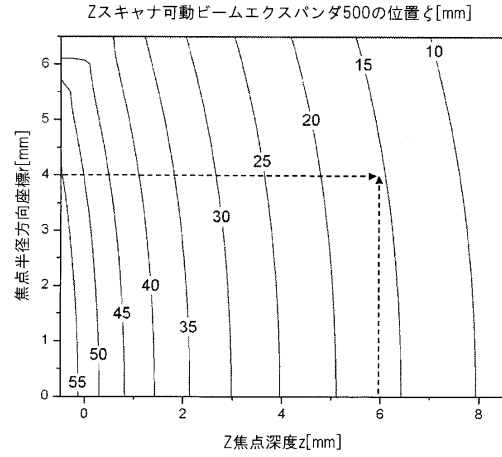


FIG. 22

【 図 2 3 】

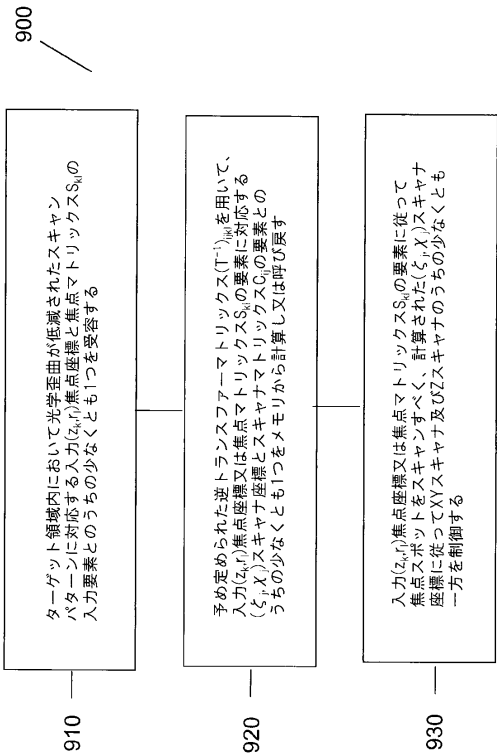


FIG. 23

---

フロントページの続き

(74)代理人 100147555

弁理士 伊藤 公一

(74)代理人 100160705

弁理士 伊藤 健太郎

(72)発明者 フェレンツ ラクシ

アメリカ合衆国, カリフォルニア 92691, ミッション ビエホ, ビア オルモ 27422

審査官 寺澤 忠司

(56)参考文献 特表2008-518683(JP, A)

米国特許出願公開第2009/0131921(US, A1)

特表2007-534028(JP, A)

米国特許出願公開第2008/0287929(US, A1)

国際公開第2009/059711(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/008