

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4791449号
(P4791449)

(45) 発行日 平成23年10月12日(2011.10.12)

(24) 登録日 平成23年7月29日(2011.7.29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 F 9/007 (2006.01)
A 6 1 B 18/20 (2006.01)A 6 1 F 9/00 5 1 1
A 6 1 B 17/36 3 5 0
A 6 1 F 9/00 5 1 2

請求項の数 26 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2007-505109 (P2007-505109)	(73) 特許権者	592075367 ヴィズイクス・インコーポレーテッド アメリカ合衆国 95051 カリフォルニア州・サンタクララ・セントラル・エクスプレスウェイ・3400
(86) (22) 出願日	平成17年3月23日 (2005.3.23)	(74) 代理人	100064621 弁理士 山川 政樹
(65) 公表番号	特表2007-530156 (P2007-530156A)	(74) 代理人	100098394 弁理士 山川 茂樹
(43) 公表日	平成19年11月1日 (2007.11.1)	(72) 発明者	チェンヤック, ディミトリ・エイ アメリカ合衆国・94086・カリフォルニア州・サニベイル・ベルフラワー アベニュー・676・ナンバー 30
(86) 國際出願番号	PCT/US2005/009540		
(87) 國際公開番号	W02005/094468		
(87) 國際公開日	平成17年10月13日 (2005.10.13)		
審査請求日	平成20年3月19日 (2008.3.19)		
(31) 優先権主張番号	10/808,728		
(32) 優先日	平成16年3月24日 (2004.3.24)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】イメージ・キャプチャ・デバイスを使用するレーザ・ビームの位置および形状の較正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザ・ビーム生成手段と、絞り開閉手段と、レーザ・ビーム直径測定手段と、制御手段とを備えたレーザ手術システムの作動方法であって、

絞り開閉手段が絞りを「閉から開へ」順次開いていく状態で、該絞りを通過した、前記レーザ・ビーム生成手段からのレーザ・ビームの直径を前記レーザ・ビーム直径測定手段が測定して、「閉から開へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第1の補間曲線を生成する第1の測定ステップと、

絞り開閉手段が絞りを「開から閉へ」順次閉じていく状態で、該絞りを通過した、前記レーザ・ビーム生成手段からのレーザ・ビームの直径を前記レーザ・ビーム直径測定手段が測定して、「開から閉へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第2の補間曲線を生成する第2の測定ステップと、

制御手段が、前記第1、第2の測定ステップにより生成した第1、第2の補間曲線を絞りの制御に使用して該絞りのヒステリシスの影響を低減するステップと
を含む方法。

【請求項 2】

レーザ眼科手術中に目を撮影するためのイメージ・キャプチャ・デバイスと、レーザ・ビーム・デリバリ・システムと、絞り開閉手段と、レーザ・ビーム直径測定手段と、制

10

20

御手段とを備えたレーザ眼科手術システムからのレーザ・パルスを較正する方法であって、

イメージ・キャプチャ・デバイスが、所与のサイズ、形状および配置位置をもつ既知の物体を撮影するステップと、

レーザ・ビーム・デリバリ・システムが、較正面にマークを残すために、前記レーザ眼科手術システムのパルス・レーザ・ビームを前記較正面に向けるステップと、

イメージ・キャプチャ・デバイスが、前記較正面上の前記マークであって所与のサイズ、形状および配置位置を有するマークを撮影するステップと、

制御手段が、前記較正面上の前記マークのイメージを前記既知の物体のイメージと比較することにより、前記レーザ眼科手術システムのレーザ・ビーム断面形状、位置、および
10 /またはサイズを較正するステップと、

絞り開閉手段が絞りを「閉から開へ」順次開いていく状態で、該絞りを通過した、前記パルス・レーザ・ビームの直径を前記レーザ・ビーム直径測定手段が測定して、「閉から開へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第1の補間曲線を生成する第1の測定ステップと、

絞り開閉手段が絞りを「開から閉へ」順次閉じていく状態で、該絞りを通過した、前記パルス・レーザ・ビームの直径を前記レーザ・ビーム直径測定手段が測定して、「開から閉へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第2の補間曲線を生成する第2の測定ステップと、

制御手段が、前記第1、第2の測定ステップにより生成した第1、第2の補間曲線を絞りの制御に使用して該絞りのヒステリシスの影響を低減するステップとを含む方法。
20

【請求項3】

前記撮影される既知の物体は既知の直径を有する円形の形状であることを特徴とする請求項2に記載の方法。

【請求項4】

前記既知の物体はガラス板の上の円形のクロム層を含むことを特徴とする請求項3に記載の方法。

【請求項5】

前記既知の物体は支持手段に支持されていることを特徴とする請求項2に記載の方法。

30

【請求項6】

前記既知の物体の前記撮影と前記較正面上の前記マークの前記撮影は、同一位置で行われることを特徴とする請求項2に記載の方法。

【請求項7】

前記パルス・レーザ・ビームを前記較正面に向けるステップと前記較正面上のマークを撮影するステップは同一平面内で行われることを特徴とする請求項2に記載の方法。

【請求項8】

前記パルス・レーザ・ビームを前記較正面に向けるステップと前記較正面上のマークを撮影するステップは、レーザ焦点平面または治療平面のうちの少なくとも1つの中で行われ、前記既知の物体を撮影するステップと前記較正面上のマークを撮影するステップは、レーザ光学経路と同軸の撮影光学経路に沿って実行されることを特徴とする請求項2に記載の方法。
40

【請求項9】

前記較正面は、写真感光材料、シルクスクリーン材料、Zapitペーパー、発光材料、または写真材料を具備することを特徴とする請求項2に記載の方法。

【請求項10】

前記較正面上の前記マークは、永久的な色の変化または発光する輝きを有することを特徴とする請求項9に記載の方法。

【請求項11】

前記較正面上の前記マークは、約0.65mmから約6.7mmまでの範囲の直径セッ
50

ティングを有することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 12】

撮影された前記マークサイズと撮影された前記物体のサイズを比較することによって、前記制御手段が、前記レーザ・ビームの形状を判定するステップをさらに有することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 13】

前記制御手段が、前記撮影された既知の物体の位置と前記撮影されたマークの位置を比較することによって、前記レーザ・ビームの中心位置を判定するステップをさらに有することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 14】

前記制御手段が、各スキャンされ撮影されたレーザ・パルスの中心位置の変動を監視することによって、前記レーザ眼科手術システムのドリフトを判定するステップをさらに有することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

10

【請求項 15】

前記レーザ・ビーム・デリバリ・システムが、光学要素をレーザ・デリバリ経路に沿って回転するステップと、

前記制御手段が、複数のマークから、回転によって誘導されるレーザによって誘導される揺れを識別するステップと

をさらに有することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 16】

20

顕微鏡カメラと、レーザ・ビーム・デリバリ・システムと、絞り開閉手段と、レーザ・ビーム直径測定手段と、制御手段とを備えるレーザ眼科手術システムからのレーザ・パルスを較正する方法であって、

前記眼科手術システムの目治療平面に向けられた顕微鏡カメラが、既知の物体を撮影するステップであって、撮影された前記既知物体は既知物体サイズを有するステップと、

レーザ・ビーム・デリバリ・システムが、写真感光材料上の剥離を残すために、前記目治療平面にそって配置された前記写真感光材料上でパルス・レーザ・ビームをスキャンするステップと、

前記写真感光材料が前記目治療平面に配置される一方で、前記顕微鏡カメラが、前記写真感光材料上の剥離を撮影するステップであって、前記撮影された剥離は剥離サイズを有するステップと、

30

制御手段が、前記写真感光材料上の前記剥離のイメージを前記既知の物体内の既知物体イメージサイズと比較することによって、レーザ眼科手術システムの絞り較正を判定するステップと、

絞り開閉手段によって、絞りを「閉から開へ」順次開いていく状態で、該絞りを通過した、前記パルス・レーザ・ビームの直径を前記レーザ・ビーム直径測定手段により測定して、「閉から開へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第 1 の補間曲線を生成する第 1 の測定ステップと、

絞り開閉手段によって、絞りを「開から閉へ」順次閉じていく状態で、該絞りを通過した、前記パルス・レーザ・ビームの直径を前記レーザ・ビーム直径測定手段により測定して、「開から閉へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第 2 の補間曲線を生成する第 2 の測定ステップと、

40

制御手段が、前記第 1、第 2 の測定ステップにより生成した第 1、第 2 の補間曲線を絞りの制御に使用して該絞りのヒステリシスの影響を低減するステップとを含む方法。

【請求項 17】

絞り開閉手段によって、絞りを「閉から開へ」順次開いていく状態で、該絞りを通過した、パルス・レーザ・ビームの直径を測定して、「閉から開へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第 1 の補間曲線を生成する第 1 のレーザ・ビーム直径測定手段と、

50

絞り開閉手段によって、絞りを「開から閉へ」順次閉じていく状態で、該絞りを通過した、パルス・レーザ・ビームの直径を測定して、「開から閉へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第2の補間曲線を生成する第2のレーザ・ビーム直径測定手段と、

前記第1、第2のレーザ・ビーム直径測定手段により生成した第1、第2の補間曲線を絞りの制御に使用して該絞りのヒステリシスの影響を低減する制御手段とを含むレーザ眼科手術システム。

【請求項18】

治療平面に向けられたイメージ・キャプチャ・デバイスと、

前記イメージ・キャプチャ・デバイスによって撮影されるために位置決め可能な既知の物体と、

パルス・レーザ・ビームを前記治療平面に向けるために方向づけられたパルス・レーザ・ビーム・デリバリ・システムと、

較正面のマークをもたらし、前記イメージ・キャプチャ・デバイスによって前記較正面の前記マークを撮影するためのパルス・レーザ・ビームの光学経路内で支持可能な較正面と、

前記較正面の前記マークのイメージを前記既知の物体のイメージと比較することによってレーザ・ビーム・デリバリ・システムの較正を判定する、前記イメージ・キャプチャ・デバイスに結合されたプロセッサと

を含み、さらに、

絞り開閉手段によって、絞りを「閉から開へ」順次開いていく状態で、該絞りを通過した、パルス・レーザ・ビームの直径を測定して、「閉から開へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第1の補間曲線を生成する第1のレーザ・ビーム直径測定手段と、

絞り開閉手段によって、絞りを「開から閉へ」順次閉じていく状態で、該絞りを通過した、パルス・レーザ・ビームの直径を測定して、「開から閉へ」の測定されたレーザ・ビームの直径と絞りアパーチャに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する第2の補間曲線を生成する第2のレーザ・ビーム直径測定手段と、

前記第1、第2のレーザ・ビーム直径測定手段により生成した第1、第2の補間曲線を絞りの制御に使用して該絞りのヒステリシスの影響を低減する前記プロセッサと

を含むレーザ・パルスを較正するシステム。

【請求項19】

前記イメージ・キャプチャ・デバイスは顕微鏡カメラを有することを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項20】

前記既知の物体は、ガラス板の上の既知の直径の円形のクロム層を有することを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項21】

前記既知の物体と前記較正面が同一位置で撮影されることを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項22】

前記既知の物体と前記較正面は、レーザ焦点平面または前記治療平面のうちの少なくとも1つの中で位置決めされることを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項23】

前記レーザ・ビーム・デリバリ・システムはレーザ眼科手術システムを有することを特徴とする請求項18に記載のシステム。

【請求項24】

前記較正面は、写真感光材料、シルクスクリーン材料、Zapitペーパー、発光材料、光反応性材料、ポリメチルメタクリレート材料、または写真材料を有することを特徴とする請求項18に記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 25】

前記較正面上の前記マークが、剥離、永久的な色の変化、または発光する輝きを有することを特徴とする請求項24に記載のシステム。

【請求項 26】

前記較正面上の前記マークは、約0.65mmから約6.7mmまでの範囲の絞りセッティングを有することとする請求項18に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、全般的にはレーザ・ビーム・デリバリ・システム、特に眼科外科手術システムを較正する方法およびシステムに関する。具体的には、本発明は、イメージ・キャプチャ・デバイスを使用して、レーザ・ビーム・デリバリ・システムからのレーザ・ビームの位置または形状など、レーザ・ビームを較正する方法およびシステムに関する。 10

【背景技術】**【0002】**

レーザ・ベース・システムは、現在、視覚障害を矯正するために目の角膜組織に対する眼科外科手術で一般的に使用されている。これらのシステムは、レーザを使用して、角膜形状の所望の変化を達成し、レーザは、一般にアブレーティブ・フォトデコンポジション(ablative photodecomposition)と称する技法を使用して角膜から間質組織の顕微鏡的な層を剥離して、目の屈折特性を変更する。レーザ眼科手術技法は、PRK (photorefractive keratotomy)、PTK (phototherapeutic keratectomy)、LASIK (laser in situ keratomileusis)、その他の類似の手順で有用である。 20

【0003】

レーザ・剥離手順は、近視、遠視、乱視、その他の角膜表面プロファイル欠陥の矯正など、さまざまな目的で角膜の形状を再構築するか形を整えることができる。既知のシステムでは、レーザ・ビームがレーザ光エネルギーの一連の別個のパルスを含み、剥離される組織の総合的な形状と量が、角膜に入射するレーザ・エネルギー・パルスのパターンの位置、形状、サイズ、および/または個数によって決定される。目の屈折誤差を訂正するために、さまざまなアルゴリズムを使用して、角膜の再構築に使用されるレーザ・パルスのパターンを計算することができる。 30

【0004】

レーザ・ビーム・デリバリ・システムの正確な制御は、患者の安全と成功裡の視覚矯正に非常に重要である。したがって、レーザ・ビーム・デリバリ・システムは、欠陥のある内部の機械構成要素または光学構成要素から生じるなどの望ましくないレーザ・システム・パフォーマンスを最小にするために、角膜への剥離エネルギーの分配に対する制御を保証するように較正される。具体的に言うと、レーザ・システムの較正は、患者の角膜に所望の形状と屈折力の変化を与えるために、角膜組織の得ようとする形状と量の正確な剥離を保証するのを助ける。レーザ・ビームの不正確な制御は、外科手術の成功を危険にさらす可能性があり、患者の目への損傷を引き起こす。たとえば、レーザ・ビームが非対称の形状またはレーザ・ビーム直径の増減を示すなど、所望のレーザ・ビームの形状、サイズ、または位置からの逸脱は、患者の角膜の望まない位置で組織を剥離する可能性があり、この組織剥離は、理想的でない角膜整形結果につながる。したがって、レーザ・剥離を介して患者の角膜の形を正確に整えるために、レーザ・ビームの形状プロファイルとサイズ・プロファイル、さらには位置決めに対する正確な制御を提供することが有益である。 40

【0005】

レーザ・ビーム・デリバリ・システムの剥離の形状とサイズを較正するために、プラスチック試験材料の剥離がレーザ手術の前に実行されることが多い。たとえば、レーザ・ビームの形状、サイズ、位置を調整するのに使用できる絞りまたは他の可変直径アーチャが、通常、異なる絞りセッティングでレーザ・パルスを透明プラスチック材料に向けることによって較正される。次に、アイ・ループ(eye loops)が、剥離されたプラスチックの 50

手動検査のためにオペレータによって使用される。そのような較正技法は、アイ・ループによってもたらされる精度（通常は約±0.1mm）および／またはオペレータの視力など、多数の要因によって制限されている。たとえば、形状プロファイルの視覚的測定は、特に困難であり、しばしば、人的誤りを受けやすい。さらに、そのような較正技法は、可変直径絞りのヒステリシスを正確に測定することができない。さらに、レーザ眼科手術システムでカスタマイズされた剥離をもたらすための波面テクノロジの利用の高まりを、剥離するレーザ・ビームの形状、サイズ、位置決めの正確さを高めることによって最適化することができる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

上記に鑑みて、高められた精度と正確さでレーザ・ビームの位置決め、形状プロファイル、および／またはサイズ・プロファイルを較正する改善された方法およびシステムを提供することが望ましい。そのような方法およびシステムが、絞り較正とヒステリシス測定を提供するならば、特に望ましい。そのような方法およびシステムが、全体的なシステムのコストや複雑さを大きく増やさずに、較正の正確さを高めるならば、さらに望ましい。これらの目的の少なくとも一部が、下で説明する本発明の方法およびシステムによって満たされる。

【0007】

レーザを較正する方法、システム、装置が、本願の譲受人に譲渡された米国特許第6,195,164号、米国特許第6,559,934号と米国特許第6,666,855号に記載されている。PCT公開第WO 01/10322号は、レーザ・ビームの位置決めまたは調整を検証するシステム、デバイス、方法を説明し、やはり本願の譲受人に譲渡されている。さらなるレーザ較正のデバイスおよび方法が、米国特許第3,364,493号、米国特許第5,078,491号、米国特許第5,261,822号、米国特許第5,267,012号、米国特許第5,772,656号、米国特許第6,116,737号、米国特許第6,129,722号、米国特許第6,210,169号、米国特許第6,210,401号に記載されている。

20

【0008】

上で言及した参考文献のそれぞれの開示全体が、参照によって本明細書に組み込まれている。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、患者の目の角膜を選択的に剥離するエキシマ・レーザ・システムなどのレーザ・ビーム・デリバリ・システムを較正する方法およびシステムを提供する。具体的には、改善された方法およびシステムが、顕微鏡カメラなどのイメージ・キャプチャ・デバイスを使用する、レーザ・ビームの位置決め、形状プロファイル、および／またはサイズ・プロファイルの較正を実現する。この方法およびシステムは、可変直径アーチャの絞り較正とヒステリシス測定に特に適する。そのような方法およびシステムは、さらに、全体的なシステムのコストや複雑さを大きく増やさずに、高められた較正の正確さと精度をもたらし、さまざまなレーザ・システムに適用することができる。

40

【0010】

本発明の第1の態様では、イメージ・キャプチャ・デバイスを使用してレーザ眼科手術システムからのレーザ・パルスを較正する方法が、イメージ・キャプチャ・デバイスを用いて、較正面に置かれた既知のサイズの物体を撮影することを含む。較正面にマークを残すために、パルス・レーザ・ビームを較正面に向か、既知の物体を、較正面にパルス・レーザ・ビームを向ける前に剥離する。次に、イメージ・キャプチャ・デバイスを用いて較正面のマークを撮影する。較正面のマークのイメージを既知の物体のイメージと比較することによって、レーザ眼科手術システムを較正する。

【0011】

50

既知の物体の撮影と、較正面のマークの撮影は同一位置で行われる。さらに、向けることと撮影を同一平面内で行うこともできる。たとえば、向けることと撮影を、レーザ焦点平面または目治療平面のうちの少なくとも1つの中で行うことができ、既知の物体の撮影と較正面のマークの撮影は、レーザ光学経路と同軸の撮影光学経路に沿って実行される。しかし、向けることと撮影を異なる平面で実行することもできることを諒解されたい。たとえば、既知の物体の撮影と較正面の撮影が治療平面で実行される間に、レーザ・エネルギーを、レーザ焦点平面で較正面に向けることができる。より一般的なシステムでは、レーザとイメージ・キャプチャ・デバイスの焦点を同一平面に合わせることが好ましい。

【0012】

通常、撮影される物体は、既知の直径を有する円形の形状を含む。たとえば、既知の物体は、ガラス板または水晶板の上の円形のクロム層を含む。較正面は、写真感光材料、シリクスクリーン材料、Zapitペーパー(Zapit paper)、発光材料、または写真材料を含む。好ましくは、写真感光材料が使用され、較正面のマークは、黒い背景の上の白い点またはその逆などの永久的な色の変化、または発光する輝きを含む。代替案で、較正面は、光反応性材料、ポリメチルメタクリレート材料、または米国カリフォルニア州サンタ・クララのVISX, Incorporated社から入手できる他VISX較正材料を含む。たとえば、ポリメチルメタクリレート材料の使用は、剥離を含めるための較正面のマークをもたらすことになる。

【0013】

較正面のマークは、約0.65mmから約6.7mmまでの範囲の絞り直径セッティングに関連することができる。絞り較正手順中に、複数のマークを形成するために、経時にパルス・レーザ・ビーム直径セッティングを増やす。次に、結果のマークを撮影し、既知の物体と比較する。同様に、マークの別のセットを形成するために、経時にパルス・レーザ・ビーム直径セッティングを減らし、このマークの別のセットを撮影し、既知の物体と比較する。次に、絞り直径セッティング移動方向の変更に起因する可変アーチャのヒステリシスと、レーザ・ビーム直径と絞りセッティングに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定することができる。

【0014】

レーザ・ビームの形状とレーザ・ビームの中心位置を、撮影比較から判定することができる。さらに、各スキャンされ撮影されたレーザ・パルスの中心位置の変動を監視することによって、レーザ眼科手術システムのドリフトを判定することができる。さらに、レーザ・ビーム偏向を判定することができる。いくつかの実施形態で、本願の譲受人に譲渡され、参照によって本明細書に組み込まれている2003年1月12日出願の同時係属の米国特許出願第10/366,131号に詳細に記載されているように、レーザ・ビーム・インテグレーション(laser beam integration)を平滑化するために、光学要素をレーザ・ビーム・デリバリ経路に沿って回転することができる。本発明の較正方法は、複数のマークから、光学要素の回転に起因する、回転によって誘導されるレーザによって誘導される揺れを識別することもできる。較正の完了時に、患者の角膜を剥離して、近視、遠視、乱視、その他の角膜表面プロファイル欠陥を含むさまざまな視覚障害を矯正することができる。

【0015】

本発明のもう1つの態様では、顕微鏡カメラを使用してレーザ眼科手術システムからのレーザ・パルスを較正する方法を提供する。この方法には、全般的に、顕微鏡カメラを用いて既知のサイズの物体を撮影することが含まれる。写真感光材料上の剥離を残すために、パルス・レーザ・ビームを写真感光材料上をスキャンさせる。顕微鏡カメラを用いて写真感光材料上の剥離を撮影する。次に、写真感光材料上の剥離のイメージを既知の物体のイメージと比較することによって、レーザ眼科手術システムの絞り較正を判定する。最後に、較正されたシステムを用いて患者の角膜を剥離することができる。

【0016】

本発明のもう1つの実施形態で、レーザ・ビーム・デリバリ・システムからのレーザ・

10

20

30

40

50

パルスを較正するシステムが、治療平面に向けられたイメージ・キャプチャ・デバイスを含む。既知の物体が、イメージ・キャプチャ・デバイスによって撮影されるために位置決めされる。パルス・レーザ・ビーム・デリバリ・システムも設けられる。較正面が、較正面のマークをもたらすため、およびイメージ・キャプチャ・デバイスによって較正面のマークを撮影するために、パルス・レーザ・ビームの光学経路内で支持可能である。プロセッサが、イメージ・キャプチャ・デバイスに結合される。プロセッサは、較正面のマークのイメージを既知の物体のイメージと比較することによってレーザ・ビーム・デリバリ・システムの較正を判定する。レーザ・ビーム・デリバリ・システムは、レーザ眼科手術システムを含むことが好ましい。イメージ・キャプチャ・デバイスは、顕微鏡カメラを含むことが好ましい。任意選択として、ビデオ・カメラ、アイ・トラッキング・カメラ、またはレーザ・システムに既に設けられている他の既存のイメージ・キャプチャ・デバイスやカメラを利用することができる。

【0017】

上で述べたように、既知の物体は、ガラス板の上の、既知の直径の円形のクロム層を含むことが好ましい。既知の物体と較正面は同一位置で撮影され、既知の物体と較正面は、レーザ焦点平面または治療平面のうちの少なくとも1つに位置決めされる。較正面は、写真感光材料、シルクスクリーン材料、Zapitペーパー、発光材料、光反応性材料、ポリメチルメタクリレート材料、または写真材料を含む。較正面のマークは、剥離、永久的な色の変化、または発光する輝きを含み、約0.65mmから約6.7mmまでの範囲の絞りセッティングを有する。

10

【0018】

本発明の性質および利益のさらなる理解は、本明細書の残りの部分および図面を参照することによって明白になる。

【0019】

添付図面は、詳細な説明を参照して読まれなければならない。異なる図面の類似する符号は、類似する要素を指す。図面は、必ずしも原寸通りではないが、本発明の実施形態を例示的に示すものであって、本発明の範囲を限定することを意図されたものではない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

本発明は、患者の目の角膜を選択的に剥離するエキシマ・レーザ・システムなどのレーザ・デリバリ・システムを較正する方法およびシステムを提供する。具体的には、高められた較正の正確さと精度のための、顕微鏡カメラなどのイメージ・キャプチャ・デバイスを使用するレーザ・ビームの位置決め、形状プロファイル、サイズ・プロファイル、ドリフト、および/または偏向の較正の改善された方法およびシステムを提供する。この方法およびシステムは、可変直径アパーチャの絞り較正とヒステリシス測定に特に適する。そのような特性を判定することによって、レーザ・ビームが角膜組織の望まれない位置に入射してオフセンタ剥離を引き起こすことなく、所望の角膜剥離治療を正確に行うことができる。本発明の較正の方法およびシステムは、たとえば絞りなどの内部の機械構成要素または光学構成要素などのレーザ・デリバリ・システム構成要素の交換、システムの主要な光学再位置合わせ、または誤差生成に関する問題の際に利用することができる。

20

【0021】

図1を参照すると、レーザ眼科手術システムからのレーザ・パルスを較正する、本発明の原理に従って構成された例示的な較正システム10が概略的に示されている。システム10は、PRK (photorefractive keratotomy)、PTK (phototherapeutic keratectomy)、LASIK (laser in situ keratomileusis)、その他の類似の外科手術手順で角膜の領域を剥離するのに使用されるタイプのレーザ・剥離・システムを較正し、位置合せするのに特に有用である。システム10には、全般的に、レーザ12、レーザ・ビーム・デリバリ・システム14、フォトクロミック・ミラー16などの面、既知の物体30、較正面18、イメージ・キャプチャ・デバイス20、PCワークステーション22が含まれる。上の描写が、例示のみを目的とし、較正システム10の実際の形状、サイズ、または次元を必

40

50

ずしも反映しないことを諒解されたい。これは、下のすべての描写にもあてはまる。

【0022】

イメージ・キャプチャ・デバイス20は、好ましくは顕微鏡カメラであるが、自治療平面に向けられている。既知の物体30は、図2に示されているように、ヒンジ付き支持腕または支持機構34を介して撮影光学経路32に沿って位置決めされ、腕34は、レーザ焦点平面または治療平面のうちの少なくとも1つでの既知の物体30と較正面18の移動を可能にする。任意選択として、既知の物体30を、腕34に結合されたブロック（図示せず）の上に置くことができる。どちらの配置でも、既知の物体30は、顕微鏡カメラ20によって撮影され、その後、取り除かれる。レーザ12は、通常、デリバリ・システム光学系14を介して未整形のレーザ・ビーム24を向け、デリバリ・システム光学系14は、整形され位置決めされたレーザ・ビーム26を、反射面を有するミラー16に向け、この反射面は、較正面18にマーク28を残すために、レーザ・ビーム26を較正面18に向ける。較正面18上のマーク28は、レーザ光学経路26と同軸の撮影光学経路32に沿って位置決めされ、その後、顕微鏡カメラ20によって撮影される。PCワークステーション22は、較正面18上のマーク28のイメージを既知の物体30のイメージと比較することによって、レーザ・ビーム・デリバリ・システム14の較正を判定する。PCワークステーション22には、一般に、プロセッサ、ランダム・アクセス・メモリ、命令を保管する有形の媒体、ディスプレイ、および/またはハード・ドライブもしくはフロッピ・ドライブなどの他の記憶媒体が含まれる。

【0023】

レーザ12に、約193nmの波長を有するレーザ・エネルギーを作るフッ化アルゴン・エキシマ・レーザなどのエキシマ・レーザを含めることができるが、これに限定はされない。代替のレーザに、周波数遙倍(frequency multiplied)固体レーザ、フラッシュ・ランプ励起固体レーザ、ダイオード励起固体レーザ、その他の類似固体レーザを含めることができる。例示的固体レーザには、その開示全体が参照によって本明細書に組み込まれている米国特許第5,144,630号、米国特許第5,742,626号、およびBorsutzky他、「Tunable UV Radiation at Short Wavelengths (188 - 240 nm) Generated by Sum-Frequency Mixing in Lithium Borate」、Appl. Phys. B 52, 380 - 384 (1991年)に開示されたものなど、約188~240nmの波長を作る紫外線固体レーザが含まれる。赤外線レーザまたはフェムト秒レーザなど、さまざまな代替レーザを使用することもできる。たとえば、赤外線光エネルギーを発するパルス固体レーザを、その開示全体が参照によって本明細書に組み込まれている米国特許第6,090,102号および米国特許第5,782,822号に記載されているように使用することができる。レーザ・エネルギーに、一般に、一連の別個のレーザ・パルスとして形成されたビームが含まれ、パルスを、その開示全体が参照によって本明細書に組み込まれている米国特許第6,331,177号に記載のように複数のビームレットに分離することができる。

【0024】

上で述べたように、光学デリバリ・システム14は、好ましくは、角膜剥離手順で紫外線レーザ・ビームを使用して、隣接組織と下にある組織の熱損傷を引き起こさない光分解で角膜組織を剥離する。照射された表面の分子は、残りの基質を実質的に加熱せずに、より小さい揮発性断片に破壊されるが、剥離の機構は、光化学的すなわち、分子間結合の直接の破壊である。剥離は、間質の層を取り除いて、近視、遠視、乱視の矯正など、さまざまな目的のために間質の輪郭を変更する。そのようなシステムおよび方法は、その開示のすべてがその全体を参照によって本明細書に組み込まれている、1987年5月19日発行の米国特許第4,665,913号、「METHOD FOR OPHTHALMOLOGICAL SURGERY」、1987年6月2日発行の米国特許第4,669,466号、「METHOD AND APPARATUS FOR ANALYSIS AND CORRECTION OF ABNORMAL REFRACTIVE ERR

10

20

30

40

50

ORS OF THE EYE」、1988年3月22日発行の米国特許第4,732,148号、「METHOD FOR PERFORMING OPHTHALMIC LASER SURGERY」、1998年9月13日発行の米国特許第4,770,172号、「METHOD OF LASER-SCULPTURE OF THE OPTICALLY USED PORTION OF THE CORNEA」、1988年9月27日発行の米国特許第4,773,414号、「METHOD OF LASER-SCULPTURE OF THE OPTICALLY USED PORTION OF THE CORNEA」、1992年11月17日発行の米国特許第5,163,934号、「PHOTOREFRACTIVE KERATECTOMY」、および1996年9月17日発行の米国特許第5,556,395号、「METHOD AND SYSTEM FOR LASER TREATMENT OF REFRACTIVE ERROR USING AN OFFSET IMAGE OF A ROTATABLE MASK」に開示されている。
10

【0025】

図2を参照すると、既知の物体30に、ガラス板38上の10mmの直径を有する円形クロム層36を含めることができる。既知の物体30のイメージの使用は、顕微鏡カメラの倍率を定量化することを可能にする。次に、あてはめルーチンが、比較によって、レーザ・ビームの断面形状、サイズ、中心位置を正確かつ高精度に推定する。そのようなイメージのマトリックスをさらに使用して、レーザ眼科手術システムの長期と短期の両方のドリフトを判定することができる。既知の物体30は、パルス・レーザ・ビーム26を較正面18に向ける前に撮影され、その結果、較正手順が進む時に、マーク28の直径を計算できる。いくつかの場合に、既知のイメージ30がレーザ焦点平面に置かれる場合に、カメラ20が治療平面に向けられているという事実に起因して、作られるイメージの焦点がわずかにずれる場合がある。さらに、カメラ20の応答自体が、イメージのわずかな楕円形の歪みの責任を負う場合もある。したがって、既知の物体30のイメージは、当初に、そのようなカメラの歪みを考慮に入れるために、楕円アルゴリズムにあてはめられる。クロム・ドット36の垂直方向と水平方向の直径が入手され、マーク28の後続のすべてのイメージを、既知の物体30のイメージの相対寸法に従って再スケーリングし、円アルゴリズムにあてはめることができ、その結果、レーザ・ビームの特性を高精度にことができる。カメラ20を用いてイメージをキャプチャする前に、照明レベルを正しいレベルにセットしなければならないことに留意されたい。
20

【0026】

図3を参照すると、図1のレーザ・ビーム・デリバリ・システム14の実施形態が概略的に示されている。図3からわかるように、ビーム102が、約193nmの波長を有する遠紫外範囲のレーザ・ビームを生成するフッ化アルゴン(ArF)エキシマ・レーザ・ビーム源などの適当なレーザ源104から生成される。レーザ・ビーム102は、ビーム・スプリッタ106に向けられる。ビーム102の一部が、エネルギー検出器108に反射され、残りの部分は、ビーム・スプリッタ106を透過する。反射ビーム・スプリッタ106に、レーザ・ビームを減衰させるために、部分的に吸収する材料の透過板を含めることができる。透過したレーザ・ビーム102は、レーザ・ビームの経路を位置合せするのに使用される調整可能なミラー110によって反射される。代替実施形態では、レーザ・ビーム経路の向きを、調整可能なプリズムを用いて制御することができる。レーザ・ビーム102は、ミラー110から、レーザ・ビームの経路を回転させる、回転する時間ビーム・インテグレータ(temporal beam integrator)112に反射する。別のタイプの時間ビーム・インテグレータを使用して、ビームを回転させることができる。時間インテグレータ112から発する回転されたビームは、回折光学素子113を含む回折光学装置に向けられる。好ましい実施形態では、回折光学素子113が、ビーム102と共に回転させられる。回折光学素子は、回折光学素子113の回転がレーザ・ビームの経路を実質的に変更せず、レーザ・ビームの経路が回折光学素子の回転に対して安定するように設計される。ビームは、回折光学素子113と正のレンズ114を通過し、収束するビーム115と
30

して発する。

【0027】

収束するビーム115は、可変直径アーチャ116が配置された空間インテグレーション平面(spatial integration plane)に進む。空間インテグレーション平面は、正のレンズ114の焦点の近くに配置される。アーチャード・ビーム(apertured beam)120が、可変アーチャ116から発する。可変アーチャ116は、望ましくは、ビーム115の形状プロファイルとサイズ・プロファイルを特定の眼科外科手術手順に合わせて調整するのに使用される可変幅スリット(図示せず)と組み合わされた可変直径絞りである。アーチャード・ビーム120は、結像レンズ122に向けられ、結像レンズ122は、約125mmの焦点距離を有する両凸単レンズとすることができる。結像レンズ122から発するビーム126は、ミラー/ビーム・スプリッタ130によって外科手術平面132に反射される。患者の角膜の頂端は、通常、外科手術平面132に位置決めされる。外科手術平面132に関して、結像されるビームをスキャンするために、結像レンズ122をビームに対して横に移動して、結像されるビームをオフセットさせることができる。治療エネルギー検出器136が、ミラー/ビーム・スプリッタ130でのビーム・エネルギーの透過した部分を感知する。ビーム・スプリッタ138、顕微鏡対物レンズ140、顕微鏡カメラ20が、観察光学系の一部を形成する。ビーム・スプリッタは、絞り較正を助け、外科手術手順を見、記録するために、顕微鏡カメラ20に結合されることが好ましい。ヘッドアップ・ディスプレイを顕微鏡対物レンズ140の光学経路134に挿入して、追加の観察能力をもたらすことができる。非点収差モータと非点収差角モータによって駆動される可動機械構成要素などのレーザ光学系14の他の補助構成要素は、冗長にならないようにするために省略されている。

【0028】

図4A、4Bを参照すると、レーザ焦点平面内でスキャンされ、目治療平面内で撮影されたイメージの分解図が示されている。上で注記したように、既知の物体30と較正面18は、同一平面内で撮影されることが好ましいが、レーザ焦点平面または治療平面のうちの少なくとも1つに位置決めすることができる。クロム・ドット36の撮影と較正面18上のマーク28の撮影は、レーザ光学経路26と同軸の撮影光学経路32に沿って実行される。通常、パルス・レーザ・ビーム26がレーザ焦点平面に向けられ、カメラ20が治療平面に向けられ、治療平面はレーザ焦点平面の数mm下にある。図4Aに、マークの1mmイメージ40を示し、図4Bに、マークの5mmイメージ42を示す。マークの両方のイメージ40、42は、較正面18上のきれいな十二角形パターンを作成するために、レーザ・ビームをレーザ焦点平面に向けて作成された。次に、オペレータは、較正面34またはブロック(図示せず)を介して較正面18を治療平面に移動し、その結果、マークの鮮明なイメージ40、42を較正のために得られるようにする。較正面18には、シリクスクリーン材料または発光材料が含まれることが好ましく、マーク40、42には、永久的な色の変化または発光する輝きが含まれる。たとえば、発光材料に、クロムをドーピングされるなど、光学的に活性化され、比較的長いルミネセンス寿命を有するガラス、水晶、またはポリマを含めることができる。イメージは、各レーザ・パルスの後に記録することができ、この場合に、マークのルミネセンスは、次のレーザ・パルスがルミネセンス面に向けられる前に減衰し終える。

【0029】

図5A、5Bに、同一平面すなわちレーザ焦点平面内でスキャンされ、撮影されたイメージの分解図を示す。図5Aに、マークの1mmイメージ40'を示し、図5Bに、マークの5mmイメージ42'を示す。マークの両方のイメージ40'、42'は、較正面18上のきれいな十二角形パターンを作成するために、レーザ・ビームをレーザ焦点平面に向けて作成された。しかし、マークのイメージ40'、42'は、レーザ焦点平面で撮影される。作られたイメージ40'、42'は、わずかに焦点がずれている可能性がある。というのは、カメラ20が、レーザ焦点平面の数mm下の治療平面に向けられているからである。しかし、そのような逸脱は、図7に関して下で詳細に説明するように、わずかである。

。さらに、レーザ焦点平面に向け、そこで撮影することは、オペレータ介入なしで自動的に実施することができる。図 6 A、6 B に、目治療平面内でスキャンされ、撮影されたイメージの分解図を示す。図 5 A に、マークの 1 mm イメージ 4 0 " を示し、図 5 B に、マークの 5 mm イメージ 4 2 " を示す。このイメージ・キャプチャ位置決めは、最小限のオペレータ介入も伴うが、レーザの焦点ずれが、イメージ 4 0 "、4 2 " の変化するグレイ・ゾーン、低いコントラスト、その他の変動をもたらす可能性があり、これらが、レーザ・ビームがレーザ焦点平面でスキャンされる時に明白でないことがわかる。

【 0 0 3 0 】

図 7 を参照すると、図 4 A、4 B、5 A、5 B のスキャン位置と撮影位置からのイメージ測定および Tencor Profilometer を使用することから得られた測定結果を要約した表が示されている。第 1 列は、絞り 116 を約 0.65 mm から約 6.0 mm までのさまざまな直径セッティングにセットして測定が行われたことを示す。粗面計測定値は、基準測定値として働くが、第 2 列に示されているように、絞りセッティングごとにとられた。第 3 列は、図 4 A、4 B によって示される、レーザ焦点平面でスキャンされ、治療平面で撮影されたイメージ測定値を表す。第 4 列は、図 5 A、5 B によって示される、レーザ焦点でスキャンされ、撮影された測定値を表す。第 5 列は、第 3 列と第 4 列の間の測定値変動を表す。第 6 列は、第 2 列と第 3 列の間の測定値変動を表す。あてはめの最良の可能な正確さは、1 画素程度になると考えられ、1 画素は、約 0.02 mm である。一般に、表 7 は、上下あてはめ（図 4 A、4 B）または上上あてはめ（図 5 A、B）のいずれかを使用することによって、比較的正確で高精度なイメージ測定がもたらされることを示す。第 5 列と第 6 列に示されている、測定されたイメージの間の小さい差は、主に、画素分解能程度以下である。さらに、より高品質のシルクスクリーンまたは他の較正面を選択することによるなど、改善されたイメージ・コントラストが、測定読みの変動をさらに最小化することができる。

【 0 0 3 1 】

図 8 A、8 B を参照すると、レーザ・ビーム直径と絞りセッティングに関連するモータ・カウントとの間の関係を示すグラフが示されている。具体的には、10 個のデータの 2 つのデータ・セットの形で、合計 20 個のレーザ・マーク・イメージが入手される。最初の 10 個は、絞り 116 のレーザ・ビーム直径セッティングを経時的に 0.7 mm から 1.0 mm、1.5 mm、2.0 mm、2.5 mm、3 mm、4 mm、5 mm、6 mm、および 6.5 mm に増やすことによって実行される。各マークまたは各剥離は、レーザ 12 から較正面 18 へ 180 ~ 220 mJ の間のエネルギーを有して 20 Hz で 100 個のパルスを発火することによって作られる。1 秒の休止が、カメラ 20 を用いてマーク 28 のイメージをキャプチャすることと、既知の物体 30 との比較によって測定された絞り直径を計算することとの前に、煙が消えることを可能にする。その後、次の 100 個のパルスが、較正面 18 を移動せずに、次の増加する直径で発火される。このルーチンは、6.5 mm セッティングまで継続され、約 1 分を要する。マークまたは剥離 28 の第 2 セットは、新しい較正面または既存較正面の異なる場所が利用されることと、絞り 116 が 6.7 mm 直径セッティングまでサイクルされ、パルス・レーザ・ビーム直径セッティングが経時的に減らされることを除いて、類似する形で進行する。一般に、このスキャンと撮影プロセスは、一般に完了に 3 分未満を要するという点で、時間効率がよい。両方のデータ・セットを比較することによって、絞り直径セッティング移動方向の変更に起因するヒステリシスを、絞り 116 について判定し、考慮に入れることができる。さらに、データの両方のセットを使用して、測定されたレーザ・ビーム直径と絞りアパーチャに関するモータ・カウントとの間の正確な関係を判定する補間曲線を作ることができる。

【 0 0 3 2 】

通常の結果が、図 8 A、8 B で、2 つの異なるレーザ・システムについて示されている。この較正手順から得られるデータが、2 つの 2 次曲線にあてはめられ、この 2 次曲線の一方は、増加するレーザ・ビーム直径セッティング（閉から開へ）用であり、他方は、減少するレーザ・ビーム直径セッティング（開から閉へ）用である。図からわかるように、

10

20

30

40

50

両方の絞り 116 が、類似する特性を有する。少量のヒステリシスがあり、二重の曲線を保持しなければならないことが正当化されることの証拠である。最適あてはめ 2 次式は、考慮に入れなければならない少量の非線形性があることを示唆する。したがって、レーザ・ビーム直径と絞りに関連するモータ・カウントとの間の関係を判定する最適あてはめは、絞り較正目的について、線形あてはめ関係ではなく、2 次あてはめである。その後、所望のレーザ・ビームの形状と位置を、較正手順中に得られたそのような関係の使用を介して作ることができる。図 8 C、8 D に、さらに、それぞれ絞りのヒステリシスをキャプチャするための「閉から開へ」および「開から閉へ」の絞り測定値を示す。ドットは、中央を表す。

【0033】

10

レーザ眼科手術システム 14 のドリフトを、各スキャンされ撮影されたレーザ・パルスの中心位置の変動を監視することによって判定することができる。ドリフトが、レーザが測定の間で使用される形、システム・パラメータの特定のセット、および / または温度などの環境条件の変化など、複数の要因に依存することを諒解されたい。さらに、レーザ・ビーム偏向を判定することができる。絞り 116 の直径が変更される時に、アパー・チャの中心がわずかにシフトする場合がある。既に実行された計算の結果として、較正面の十二角形パターンの形状への最適あてはめの中心が、絞りサイズごとに判定されている。その後、形状中心の x 位置と y 位置のプロットを、絞り直径の関数として計算することができる。最適あてはめ曲線を、絞り直径の関数としての x 位置と y 位置を介して独立にあてはめることができる。したがって、特定の直径が治療に必要な場合に、レーザ・ビームのシフトに関する必要な訂正を、これらの曲線から計算することができ、レーザ・ビーム・ターゲット位置を、それ相応に調整することができる。

20

【0034】

本発明の技法は、レーザ・デリバリ・システム 14 の安定性を判断するために適用することもできる。較正面 18 を支持する較正面腕 34 に、発光板を含めることができる。各レーザ・パルスの後に、板がまだ光を発している間にイメージをキャプチャする。次に、上で説明したように、イメージを分析する。中心位置を計算し、x 軸と y 軸にプロットすることができ、その結果、このプロットが、レーザ・パルスが達した場所の地図をもたらす。次に、このプロットを使用して、時間に伴うレーザ・ビームの系統的な移動のすべてを判定することができる。代替案では、生データを使用して、x 位置と y 位置の統計的変動などのパラメータを判定することができる。

30

【0035】

図 3 に戻って、同時係属の米国特許出願第 10/366,131 号で詳細に説明されているように、光学系 14 内の複数の光学要素を、レーザ・デリバリ経路に沿って回転させて、光学要素の不完全によって引き起こされる歪みを分散させることができる。好ましい実施形態では、レンズ 114 が、その軸の回りに回転させられる。他の実施形態では、ビーム・スプリッタ 106 を、その平面に沿って移動させることができ、ミラー 110 を、その平面に沿って移動させることができ、回折光学素子 113 を、その平面内で移動させることができ、ミラー / ビーム・スプリッタ 130 を、その平面に沿って移動させることができる。光ビームの経路は、光学要素の移動に関して安定しているが、回転の軸の回りの光学中心の位置のわずかな逸脱が発生する可能性があり、そのような逸脱が、その光学要素が回転する時にレーザ・ビームの経路のわずかな揺れを誘導する場合がある。有利なことに、本発明を利用して、複数のマークから、回転によって誘導されるレーザによって誘導される揺れを識別することもできる。マークのイメージの分析は、光学要素の回転に起因するこれらの小さい逸脱を考慮に入れるのを助けることができる。

40

【0036】

図 9 A、9 B を参照すると、単純化された流れ図に、図 1 のシステムを使用してレーザ・パルスを較正する方法が示されている。図 9 A に示されているように、オペレータは、リング照明セッティングを最大にし、他のすべての照明セッティング（たとえば、レチクル・ライト、斜めライト、および固定ライト）の電源を切ることによって、顕微鏡カメラ

50

20の照明を調整することによって開始する。クロム・ドット36を、較正腕34に結合されたブロックに置く。顕微鏡の絞りと倍率もセットする。次に、クロム・ドット36のイメージをキャプチャし、橜円アルゴリズムを使用して、ドット・イメージ36の垂直画素数と水平画素数を計算する。両方の方向の画素の許容可能な範囲は、420～460であり、これらの値は、お互いの5%以内でなければならない。この許容範囲が満足されない場合には、失敗メッセージを画面に示し、クロム・ドット36のイメージが範囲外であるか平らに置かれていないこと、あるいはカメラが誤って位置合せされていることを示し、この手順をもう一度開始するように示す。画素許容範囲が満足される場合には、画素対mm比を、ドット・イメージ36の垂直画素対水平画素比を使用して判定する。次に、オペレータが、クロム・ドット36をシルクスクリーンなどの較正プラスチック18に交換し、較正手順用のレーザ・エネルギーに180～220mJの間、好ましくは200～220mJを、スピニ・インテグレータ(spin integrator)に78580カウントを、絞りセッティングに0.65mmをセットする。すべてのシャッタおよびスリットを開き、x位置とy位置に0をセットし、順方向/逆方向パラメータにFをセットする。

【0037】

図9Bに示されているように、絞りセッティングを0.7mmに変更し、その結果、絞りを開く(レーザ・ビーム直径セッティングを増やす)。各マークまたは各剥離を、20Hzで100個のパルスを発火させることによって作り、1秒の休止によって、カメラ20によるマーク28のイメージのキャプチャの前に煙が消えるようにする。キャプチャ・イメージを、既知の物体30のイメージの相対寸法に従って再スケーリングし、円アルゴリズムにあてはめ、その結果、レーザ・ビームの直径を高精度に得られるようになる。測定された値が、セットされた/期待される値の10%以内である場合には、絞りサイズを、前の剥離より大きい次の値に変更し、6.5mmの絞りセッティングに達するまで、上で述べた手順を繰り返す。測定された値が、セットされた値の10%以内でない場合には、剥離イメージ測定に誤差があることの警告メッセージを画面に示す。この手順を継続することができるが、完了時にこの手順を繰り返さなければならない。6.5mmの絞りセッティングに達した後に、同一の手順を、減少するレーザ・ビーム直径セッティングについて同様に繰り返すが、ここで、絞りセッティングに6.7mmをセットし、その結果、絞りが閉じられることになる。オペレータは、減る直径のセッティング・モードでの撮影の前に、較正面を交換するか、それを剥離する画面上のメッセージも受け取る。任意選択として、新しいシルクスクリーンがブロックに置かれていることを保証するために、オペレータによる肯定応答を要求することができる。完了時に、回転しているインテグレータを停止し、シャッタを閉じる。次に、図8A、8Bを参照して前に述べたように、レーザ・ビーム直径と絞りセッティングに関連するモータ・カウントとの間の関係を、この2つのデータ・セットから判定することができる。

【0038】

本発明の較正システム10を、スキャニング・レーザ・システムと大面積レーザ・剥離・システムを含む異なるレーザ・システムに適用できることを諒解されたい。例に、VISX社のSTAR、STAR S2、STAR S3、STAR S4 Excimer Laser Systemsや、波面テクノロジを使用するレーザ・システムが含まれ、これらのすべてが、米国カリフォルニア州サンタ・クララのVISX, Incorporatedから市販されている。他のレーザ・システムには、Alcon Summit社、Bausch & Lomb社、Lasersight社、Zeiss Meditec社、Schwind社、Wavelight Technologies社などから入手できるレーザ・システムが含まれる。

【0039】

理解を明瞭にするために、例として、ある種の例示的な実施形態と方法を多少詳細に説明したが、前述の開示から、本発明の真の趣旨と範囲から逸脱せずに、そのような実施形態や方法の変形形態、修正形態、変更、適合を作ることは、当業者に明白であろう。したがって、上の説明は、添付の特許請求の範囲によって定義される本発明の範

10

20

30

40

50

囲を限定するものと解釈されなければならない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 0 】

【図1】本発明の原理に従って構成されたレーザ・ビーム・デリバリ・システムからのレーザ・パルスを較正するシステムの概略を示す図である。

【図2】図1のシステムで使用できる既知の物体を示す分解図である。

【図3】図1に示されたレーザ・ビーム・デリバリ・システムの実施形態を示す概略図である。

【図4】レーザ焦点平面内で剥離され、自治療平面内で撮影された、剥離される材料のイメージを示す分解図である。

【図5】レーザ焦点平面内で剥離され、撮影された、剥離される材料のイメージを示す分解図である。

【図6】自治療平面内で剥離され、撮影された、剥離される材料のイメージを示す分解図

である。

【図7】さまざまな剥離平面と撮影平面からのイメージ測定を要約した表である。

【図 8 A】レーザ・ビーム直径と絞りセッティングに関するモータ・カウントと

【図 8 B】レーザ・ビーム直徑と絞りセッティングに関するモータ・カウントとの関係を示すグラフである。

【図 8 C】ヒステリシス関係を示すグラフである。

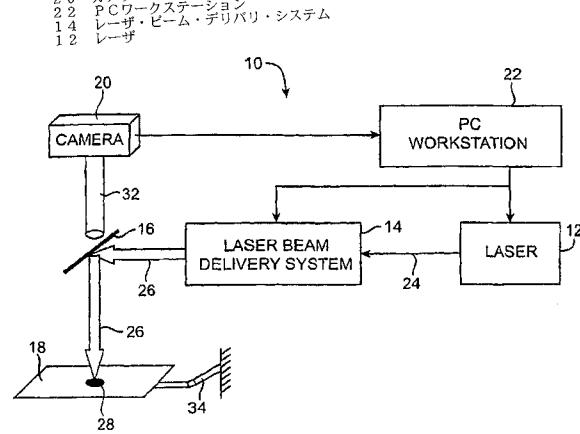
【図 8D】ヒステリシス関係を示すグラフである。

【図9A】図1のシステムを使用してレーザ・パル

【図9-B】図1のシステムを使用してレーザ・パルスを較正する方法を示す単純化された流れ図である。

【図3】図1のスクリプトを使用してデータハルスを校正する方法を示す手順化された流れ図である。

图 1



【 図 2 】

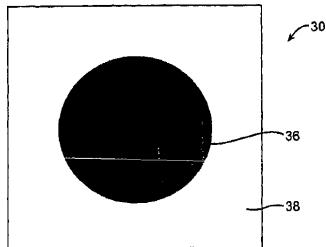
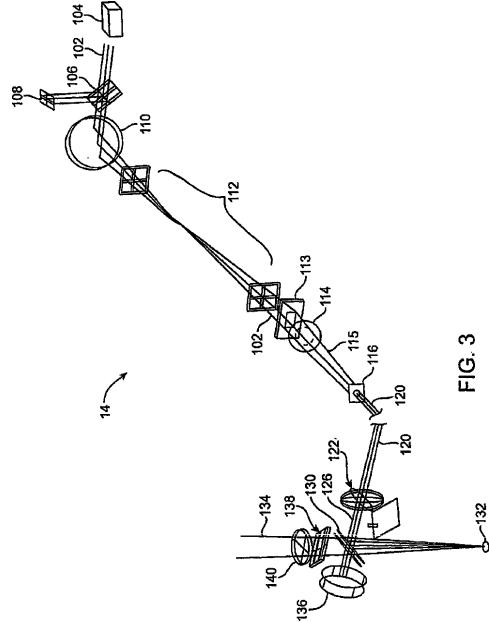


FIG. 2

(図 3)



【図4A】

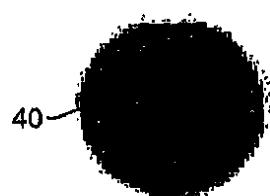


FIG. 4A

【図 4 B】

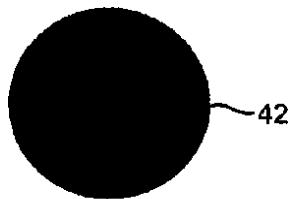


FIG. 4B

【図 5 A】

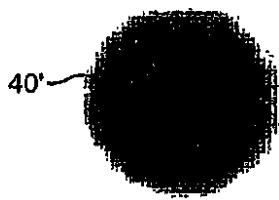


FIG. 5A

【図 5 B】

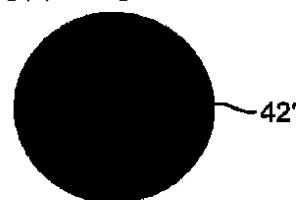


FIG. 5B

【図 6 A】



FIG. 6A

【図 6 B】

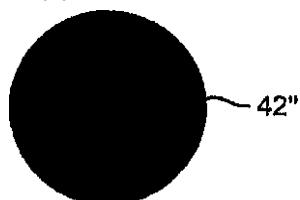
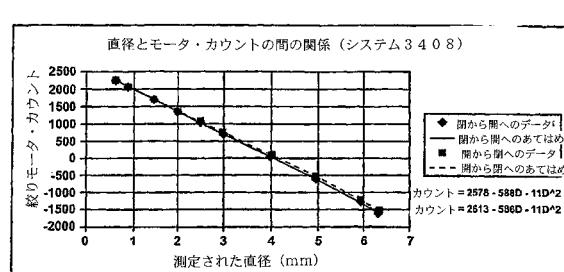


FIG. 6B

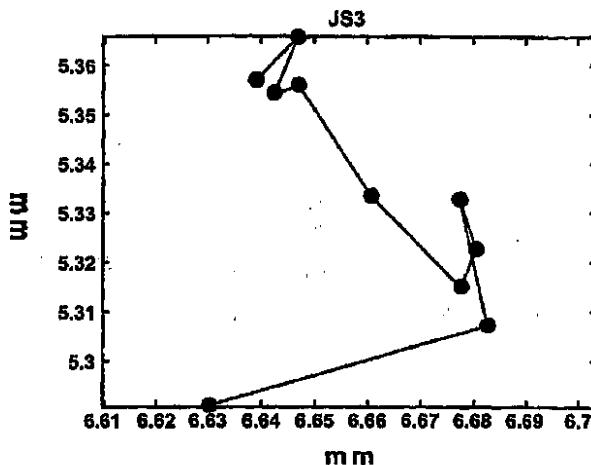
【図 7】

直径セット (mm)	粗面計 (mm)	上下: 最良のあ てはめ (mm)	上上: 最良のあ てはめ (mm)	差: 上上ー上 下 (mm)	差: 粗面計ー 上下 (mm)
0.65	0.59	0.58	0.59	0.01	0.01
1.00	0.89	0.85	0.85	0.00	0.04
2.00	1.98	1.96	1.96	-0.01	0.02
3.00	2.92	2.98	3.02	0.04	0.06
4.00	3.98	3.98	3.95	-0.03	0.00
5.00	4.90	4.92	4.91	-0.01	0.02
6.00	5.87	5.87	5.77	-0.10	0.00

【図 8 A】



【図 8 C】



【図 8 B】

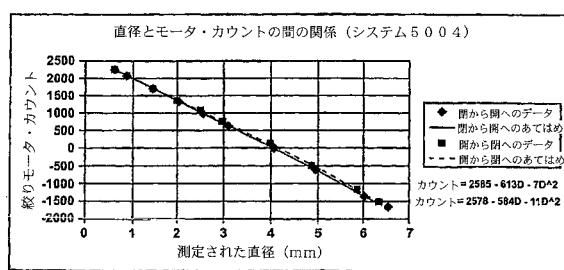


FIG. 8C

【図 8D】

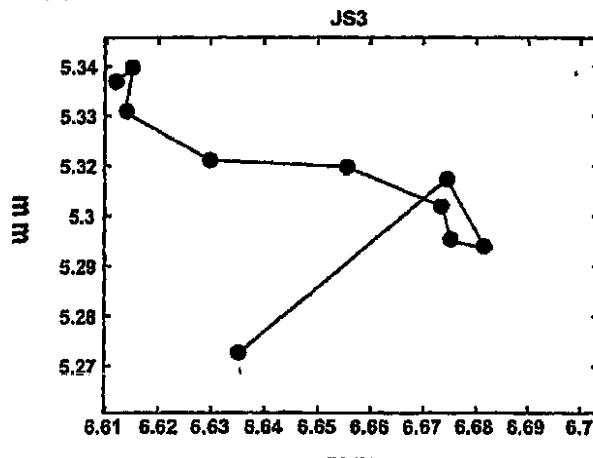
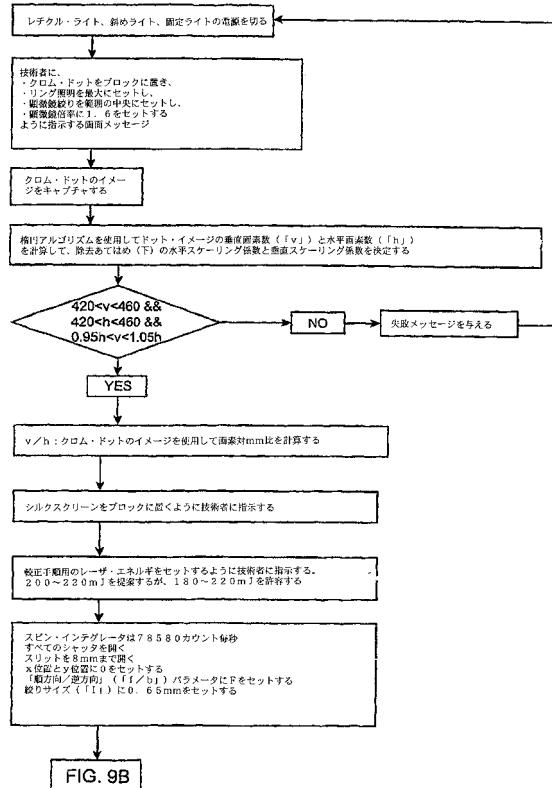
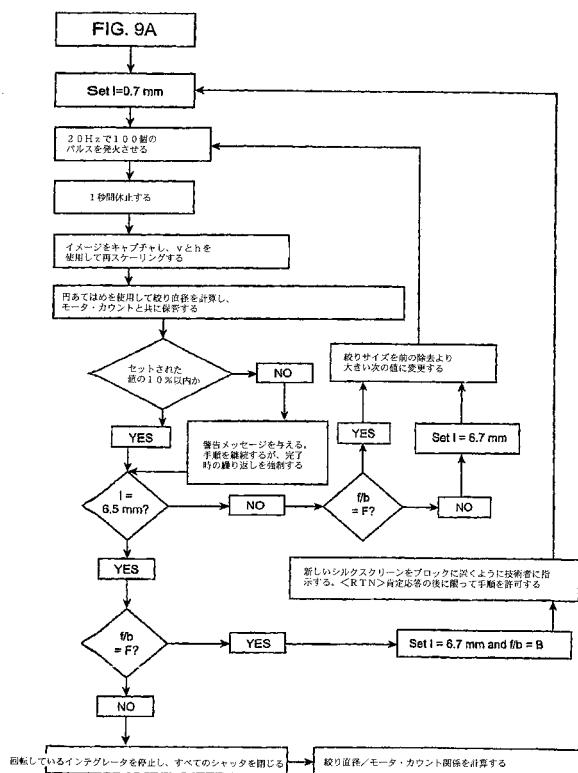


FIG. 8D

【図 9A】



【図 9B】



フロントページの続き

(72)発明者 ホリディ , キース

アメリカ合衆国・95124・カリフォルニア州・サンノゼ・カーケ コート・1659

(72)発明者 クロップ , マシュー

アメリカ合衆国・95051・カリフォルニア州・サンタクララ・ノートルダム ドライブ・34

35

審査官 小原 深美子

(56)参考文献 国際公開第03/092565 (WO , A1)

国際公開第94/025836 (WO , A1)

特開平08-105725 (JP , A)

特開2002-261354 (JP , A)

特開平10-248870 (JP , A)

特開2002-280288 (JP , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61F 9/007

A61B 18/20