

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5887030号
(P5887030)

(45) 発行日 平成28年3月16日 (2016. 3. 16)

(24) 登録日 平成28年2月19日 (2016. 2. 19)

(51) Int. Cl.	F I	
C 0 8 J 7/00 (2006. 01)	C 0 8 J 7/00	3 0 2
B 2 3 K 26/53 (2014. 01)	C 0 8 J 7/00	C E R
B 2 3 K 26/08 (2014. 01)	C 0 8 J 7/00	C E Z
B 2 3 K 26/00 (2014. 01)	B 2 3 K 26/53	
B 2 9 C 59/16 (2006. 01)	B 2 3 K 26/08	Z
請求項の数 27 (全 75 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2015-543048 (P2015-543048)
 (86) (22) 出願日 平成25年10月9日 (2013. 10. 9)
 (65) 公表番号 特表2016-504431 (P2016-504431A)
 (43) 公表日 平成28年2月12日 (2016. 2. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/064098
 (87) 国際公開番号 W02014/077983
 (87) 国際公開日 平成26年5月22日 (2014. 5. 22)
 審査請求日 平成27年10月21日 (2015. 10. 21)
 (31) 優先権主張番号 61/726, 383
 (32) 優先日 平成24年11月14日 (2012. 11. 14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 13/843, 464
 (32) 優先日 平成25年3月15日 (2013. 3. 15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 513267811
 パーフェクト アイピー エルエルシー
 PERFECT IP, LLC
 アメリカ合衆国 75201 テキサス州
 ダラス エルム ストリート 1601
 スイート 300
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 親水性変更システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

紫外線吸収材料を含んでなるポリマー材料 (P M) の 一定の内部領域のみの親水性を増加するための方法において、

(1) 前記ポリマー材料の前記内部領域の内部にある前記紫外線吸収材料に作用すべく選択された波長を有したレーザー源からパルスレーザー放射線出力を生成するステップと、

(2) 前記パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるステップと、

(3) 分散した前記パルス放射線を前記顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成するステップと、

(4) 前記集束レーザー放射線出力をポリマー材料 (P M) の前記内部領域に伝達させて、前記ポリマー材料の前記内部領域内の親水性を増加するステップと、

(5) 前記内部領域を水に曝すステップと、

(6) 前記ポリマー材料に水を吸収させることによって前記ポリマー材料中の前記内部領域の屈折率を減少させるステップと

を備える、方法。

【請求項 2】

前記パルスレーザー放射線出力の分散は、前記顕微鏡対物レンズを前記ポリマー材料内の連続した領域に位置決めするための X - Y ステージの使用により、顕微鏡対物レンズの視野サイズよりも大きくなるように形成される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記レーザー源は、レーザーパルスを発出するフェムト秒レーザー源をさらに含んでなる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記パルスレーザー放射線出力は 0 . 17 ナノジュール ~ 500 ナノジュールのエネルギーを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記パルスレーザー放射線出力は 1 ~ 100 メガヘルツの繰り返し率を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記パルスレーザー放射線出力は 10 fs ~ 350 fs のパルス幅を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記パルスレーザー放射線出力は X - Y 方向において 1 μm ~ 7 μm のスポットサイズを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記パルスレーザー放射線出力は Z 方向において 0 . 05 μm ~ 200 μm のスポットサイズを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記ポリマー材料はアクリルポリマー材料からなる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記ポリマー材料が疎水性である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記集束レーザー放射線出力を伝達するステップは、前記ポリマー材料の光学特性に影響を及ぼすステップを含んでなる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記ポリマー材料の光学特性に影響を及ぼすステップはジオプタ値、非球面性、又はトーリックを変更することをさらに含んでなる、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

ポリマー材料 (PM) の一定の内部領域であって紫外線吸収材料を含んでなる内部領域の屈折率を減少させるための方法において、

(1) レーザ源から前記ポリマー材料中の前記紫外線吸収材料に作用すべく選択された波長を有するパルスレーザー放射線出力を生成するステップと、

(2) 前記パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるステップと、

(3) 分散した前記パルス放射線を顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、前記ポリマー材料の前記内部領域に集束する集束レーザー放射線出力を生成するステップと、

(4) 前記集束レーザー放射線を前記内部領域に指向させるステップと、

(5) 前記前記内部領域を水に曝すステップと、

(6) 前記ポリマー材料に水を吸収させることによって前記ポリマー材料中の前記内部領域の屈折率を減少させるステップと

を備える、方法。

【請求項 14】

前記パルスレーザー放射線出力の分散は、前記顕微鏡対物レンズを前記ポリマー材料内の連続した領域に位置決めするための X - Y ステージの使用により、顕微鏡対物レンズの視野サイズよりも大きくなるように形成される、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記レーザー源は、レーザーパルスを発出するフェムト秒レーザー源をさらに含んでなる、請求項 13 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 16】

前記パルスレーザー放射線出力は0.17ナノジュール～500ナノジュールのエネルギーを有する、請求項13に記載の方法。

【請求項 17】

前記パルスレーザー放射線出力は0.1～100メガヘルツの繰り返し率を有する、請求項13に記載の方法。

【請求項 18】

前記パルスレーザー放射線出力は10fs～350fsのパルス幅を有する、請求項13に記載の方法。

【請求項 19】

前記パルスレーザー放射線出力はX-Y方向において1μm～7μmのスポットサイズを有する、請求項13に記載の方法。

【請求項 20】

前記パルスレーザー放射線出力はZ方向において0.05μm～200μmのスポットサイズを有する、請求項13に記載の方法。

【請求項 21】

前記ポリマー材料はアクリルポリマー材料からなる、請求項13に記載の方法。

【請求項 22】

前記ポリマー材料が疎水性である、請求項21に記載の方法。

【請求項 23】

前記集束レーザー放射線出力を伝達するステップは、前記ポリマー材料の光学特性に影響を及ぼすステップを含んでなる、請求項13に記載の方法。

【請求項 24】

前記ポリマー材料の光学特性に影響を及ぼすステップはジオプタ値、非球面性、又はトリックを変更することをさらに含んでなる、請求項23に記載の方法。

【請求項 25】

前記パルスレーザー放射線出力を生成するステップは、置換ベンゾトリアゾール又は置換ベンゾフェノン類と作用させるステップをさらに含んでなる、請求項13に記載の方法。

【請求項 26】

前記パルスレーザー放射線出力を生成するステップは、紫外線吸収材料と作用させるステップをさらに含んでなる、請求項13に記載の方法。

【請求項 27】

前記屈折率を減少させるステップはレンズを形成するステップを含んでなる、請求項13に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、材料の親水性の変更に関する。材料の親水性は、材料を標的レーザーパルスに露光することによって変更される。レーザーパルスは吸収され、材料内の分子の化学結合を変更する。次に、材料（疎水性の場合）は、分子構造の変更により水を吸収するか、又は水を拒絶する（材料が親水性の場合）。単なる例として、本発明は、レンズ表面の親水性変更あり又はなしで、レンズバルク体内部の所定領域の光学レンズの親水性を変更するレーザーシステム及び方法に関する。本発明に適用されるものとして本明細書に記載される実験で使用される材料は、高分子アクリルレンズ材料（PLM: polymeric acrylic lens material）であるが、この材料選択は例示的なものであり、本発明の限定として扱われるべきではない。

著作権の部分的放棄

本特許出願中の全ての事柄は、米国及び他の国々の著作権法による著作権保護を受けるものである。本願の有効第1出願日現在で、この事柄は未出版物として保護される。

【0002】

10

20

30

40

50

しかし、この事柄を複写する許可は、米国特許商標庁の特許ファイル又は記録中に見られるように、著作権の所有者が特許文書又は特許開示のいずれかによりファクシミリ複写されることに対する異議を有さない程度まで与えられているが、その他の点ではいかなるものであっても全ての著作権を保有する。

連邦政府による資金提供を受けた研究開発の記載

不適用

マイクロフィッシュ付録の参照

不適用

【背景技術】

【0003】

発明の従来技術及び背景

背景(0100) - (0400)

従来、眼内レンズは、切断又は成形技法を使用して、ポリマーベースのレンズを製作することで製造され、これは、光学等級品質を得るために引っ繰り返すステップを必要とし得る。光学レンズは、物理的方法及び化学的方法によって表面変更することができる。

【0004】

物理的な方法は、プラズマ、コロナ放電、及びマイクロ波プロセスを含むが、これらに限定されない。この処理は、レンズ表面の親水性を変更することができる。例えば、生体適合性表面変更材料の製作方法(METHOD OF MAKING BIOCOMPATIBLE, SURFACE MODIFIED MATERIALS)に関してイハブ・カメル(Ihab Kame1)及びデイビッド B. ソル(David B. Sol1)に1993年11月9日に発行された(特許文献1)には、無線周波プラズマによって基板材料の表面を永久的に変更する方法が開示されている。この特許で開示される基板の1つは眼内レンズである。

【0005】

光学レンズの化学的変更も周知である。光学レンズの化学的変更は、表面上の化学的組成を変更することができ、したがって、これはレンズ表面の親水性を変更するのみならず、表面の物理的特性及び化学的特性も同様に変更する。例えば、高分子網目を表す表面を有するエラストマーの変更プロセス及びそこから形成されるエラストマー(PROCESS FOR THE MODIFICATION OF ELASTOMERS WITH SURFACE INTERPRETING POLYMER NETWORKS AND ELASTOMERS FORMED THEREFROM)についてヤディン・ワン(Yading Wang)、ロバート・ファン・ボクステル(Robert van Boxtel)、及びステファン Q. チョウ(Stephen Q. Zhou)に2000年1月4日に発行された(特許文献2)には、ヘパリン及び他の親水剤により、高分子シリコン眼内レンズを化学的に変性して、親水性表面にする化学的変更方法が開示されている。

【0006】

しかし、上記の従来技術による方法は、レンズ表面の処理にしか使用することができない。表面下のレンズバルク体の親水性の変更には使用することができない。換言すれば、レンズ材料内部の所定領域の処理に使用することができない。

【0007】

逆に、最近のレーザ技術により、レンズ表面を変更せずに、光学レンズ材料を含め、材料内部の所定領域を選択的に標的にすることが可能になった。例えば、発明者カタヤマシゲル(Shigeru Katayama)及びホリイケミカ(Mika Horiike)を有するプラスチック物体(PLASTIC OBJECT)について2002年8月29日に公開された(特許文献3)には、 10^{-12} 秒以下の超音波パルス持続時間のレーザ光により、内部の一部を構造的に変更されたプラスチック物体を、レーザを使用して製作する一般的な方法が開示されている。この従来技術による技法を使用して作成される内部構造体の例を概して図1(0100)及び図2(0200)に示す。

10

20

30

40

50

【0008】

光学材料及び屈折率を変更する方法 (OPTICAL MATERIAL AND METHOD FOR MODIFYING THE REFRACTIVE INDEX) について2008年1月3日に公開された、発明者ウェイン H. ノックス (Wayne H. Knox)、リー・ディン (Li Ding)、ジェイ・フリードリッヒ・クンツラー (Jay Friedrich Kunzler)、及びダールメンドラ M. ジャニ (Dharmendra M. Jani) を有する (特許文献4) におけるより新しい出願には、フェムト秒レーザーパルスにより (図3 (0300) に概して示されるシステム構成を使用して)、選択された領域を照明することを含む、光学高分子材料の屈折率を変更する方法が開示されており、その結果、屈折率の正変化を特徴とするレーザー処理領域の屈折光学構造が形成される。この特許出願公開は、0.03~0.06の範囲での正としての屈折率変化 (n) を計算することも開示している。この従来技術は、選択された処理領域が平凸形状である場合、正レンズが作成され、一方、処理領域が両凹形状である場合、負レンズを作成することを教示している。これは、(特許文献4) の図面に記載されており、本明細書の図4 (0400) として再現されている。

10

【0009】

従来技術は、材料の内部領域の親水性の変更に対処していない。

従来技術の欠陥

上述された従来技術は、理論上、光学レンズの形成に使用することができるが、以下の欠陥を有する。

20

- ・従来技術は、レンズ材料内に形成されるレンズを、200 μm 厚及び6 mm直径のレンズの場合、2.65ジオプタの変更に制限するが、本発明は、同じレンズ直径で最高で20ジオプタのレンズを作成する。

- ・従来技術は、2.65ジオプタレンズを作成するのに数時間を要するが、本発明は、同じレンズを数分で製作する。従来技術の紙面での出願は、高屈折率変更の場合、0.4 $\mu\text{m}/\text{s}$ の整形速度を示す。以下のパラメータが使用された：XYにおいて1 μm 、Zにおいて2.5 μm のスポットサイズ、凸レンズ直径6 mm、及びレンズ深度200 μm 。情報源：(非特許文献1)。

- ・従来技術は、凸レンズを仮定すると、正ジオプタ変更のみを生成可能であるが、本発明は、凸レンズを使用して負ジオプタ変更のみを生成可能である。

30

- ・従来技術は、材料内に1枚のレンズに制限されるが、本発明は、複数のレンズを積み重ねて、ジオプタ変更を増大させるか、又は非球面性、トーリック、又は他のレンズ特性を変更することができる。

- ・従来技術は、親水性変化とUV吸収との関係を開示していないが、本発明は、親水性の変更を生じさせるのにUV吸収に頼る。

- ・従来技術は、親水性を変更させないが、本発明は、材料の変更を生じさせるのみ親水性変化に頼る。

【0010】

今日、従来技術はこれらの欠陥に十分に対処していない。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】米国特許第5,260,093号明細書

【特許文献2】米国特許第6,011,082号明細書

【特許文献3】米国特許出願第2002/0117624A号明細書

【特許文献4】米国特許出願公開第2008/0001320A1号明細書

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献1】リー・ディン (Li Ding)、リチャード・ブラックウェル (Richard Blackwell)、ジェイ F. クンツラー (Jay F. Kuenz

50

ler)、及びウェイン H. ノックス (Wayne H. Knox)、「フェムト秒レーザーマイクロマシニングにより誘導されるシリコンベース及び非シリコンベースのヒドロゲルポリマーでの大きな屈折率変更 (LARGE REFRACTIVE INDEX CHANGE IN SILICONE-BASED AND NON-SILICONE-BASED HYDROGEL POLYMERS INDUCED BY FEMTOSECOND LASER MICRO-MACHINING)」

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

したがって、本発明の目的は、(特に)従来技術の欠陥を回避し、以下の目的に作用することである。

(1) 材料の表面の親水性の変化あり又はなしで、材料の内部の親水性を変更させることができるシステム及び方法の提供。

(2) ポリマー材料内の所定の三次元領域全体の親水性を変更するシステム及び方法の提供。

(3) 光学レンズを製造するシステム及び方法の提供。

(4) 所望の視覚結果への個々の患者のニーズに従って、移植された眼内レンズの所定の内部領域の親水性を変更し、ひいては移植された眼内レンズの屈折特性を変更するシステム及び方法の提供。

【0014】

これらの目的は、本発明の教示を限定するものとして理解されるべきではないが、一般に、これらの目的は、部分的又は全体的に、以下のセクションで考察される開示される本発明によって達成される。当業者は疑いなく、上述した目的の任意の組み合わせに影響するように、開示される本発明の態様を選択することが可能である。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明は、パルスレーザーシステムを使用して、ポリマー材料(参照される全ての実験で使用される材料は高分子アクリルポリマー(「PLM」)であるが、その材料は一例として使用され、本発明の範囲の限定ではない)の親水性を変更するシステム、方法、及びプロセスによる製品に関する。親水性の変更は、

- ・所定の屈折特性を有する光学レンズを形成すること、
- ・そのまま疎水性の材料内に親水性エリアを作成すること、又は
- ・そのまま親水性の材料内に親水性エリアを作成すること

に使用し得る。

【0016】

本発明は、排他的にはないが特に、高分子アクリルポリマー内部に非常に薄く、多層であり、微小構造のカスタマイズされた眼内レンズを作成する手順の記載に有用である。この技法は、人間の目の中に現在移植されている既存のレンズの変更に使用することができるが、これに限定されない。変更は、ジオプタを調整し、且つ/又はトーリック及び非球面性のような追加の特性を追加することができる。本発明は、既存の製品よりも薄く、小さな切開を通して注入することができる新しいレンズを作成可能である。特に、材料の親水性の変更に基づいてレンズ内の屈折率を形作るシステム及び方法が開示される。

【0017】

本発明は、光学レンズとして使用し得る高分子アクリルポリマーの所定の内部領域の親水性を変更するレーザーシステム及び方法を記載する。本発明を利用して、屈折力を追加(又は低減)するか、又はその非球面性、多焦点性、トーリック、及び他の光学特性を変更することにより、光学レンズの光学特性を変更することができる。本発明の典型的な用途は、患者の目に既に移植された眼内レンズの術後残留屈折異常を矯正することを含み得る。

【0018】

10

20

30

40

50

外科医の最大限の努力にもかかわらず、残留屈折異常は、レンズの屈折力の選択のずれ、レーシック処置等の患者の過去の目の手術歴、手術によって誘導される乱視、及び患者の視覚の漸次的変化に起因して、多くの場合で不可避である。逆に、外科医は、レーザビームによって角膜の一部を破壊することによって患者の角膜を再整形する処置であるレーシックを使用して、白内障手術後の残留屈折異常を矯正する。代替的に、患者は、眼鏡をかけて、術後屈折異常を矯正する必要がある。本発明は、白内障手術が完了した後、これらの光学非理想性を原位置で矯正し得る状況に役立つ。

【0019】

本発明の範囲内で、全て光学的なプロセス又は光学プロセスと組み合わせた従来の製造の組み合わせのいずれかを使用し、レンズの厚さ及び必要な切開サイズを低減して、カスタマイズされた眼内レンズを製造し得る。光学プロセスは通常、0.17ナノジュール～500ナノジュールのパルスエネルギーを有し、メガヘルツ繰り返し率1～100を有するフェムト秒レーザを使用することによって利用される。

10

【0020】

レーザビームのフォーカススポットをレンズ材料内部で移動させて、材料内に変更パターンを作成し、三次元レンズを作成する。異なるパターンが、異なるレンズ特性、例えば、トーリック又は非球面レンズを提供する。

【0021】

本明細書によって提供される利点をより十分に理解するために、添付図面と一緒に以下の詳細な説明を参照すべきである。

20

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】米国特許出願公開第2002/0117624A号明細書によって教示される内部プラスチック変性の従来技術による方法論を示す斜視図。

【図2】米国特許出願公開第2002/0117624A号明細書によって教示される内部プラスチック変性の従来技術による方法論を示す斜視図。

【図3】米国特許出願公開第2008/0001320A1号明細書によって教示されるレンズ形成の従来技術によるシステムを示すブロック図。

【図4】米国特許出願公開第2008/0001320A1号明細書によって教示される従来技術によるレンズ形態を示すブロック図。

30

【図5】本発明の好適な例示的なシステム実施形態を示す例示的なシステムのブロック図。

【図6】典型的な本発明の適用セットアップ状況を示す、本発明の好適な例示的なシステム実施形態の例示的なシステムのブロック図。

【図7】幾つかの好適な本発明の実施形態の実施に使用し得るシステム構成要素を示す詳細なシステムのブロック図。

【図8】光学集束に凸レンズを使用する従来技術によるレンズ構成と、光学集束に凹レンズを使用するレンズ構成の本発明との比較を示す断面図。

【図9】単層構成及び多層構成での高分子アクリルポリマーの親水性を変更する本発明の使用を示す。

40

【図10】本発明により教示される例示的な凸/両凸レンズ構造体を示す。

【図11】本発明によって教示される例示的な凹/両凹レンズ構造体を示す。

【図12】本発明の教示を使用して形成し得る例示的な位相ラップレンズ構造体を示す。

【図13】本発明の教示を使用して形成し得る例示的な位相ラップレンズ構造体に関連付けられた屈折率パターン。

【図14】本発明の幾つかの好適な実施形態で使用される例示的な高分子アクリルポリマー親水性変更方法フローチャート。

【図15】本発明の幾つかの好適な実施形態で使用される例示的なレンズ整形/形成方法フローチャート。

【図16】本発明の幾つかの好適な実施形態で使用される例示的なレンズ計算方法フロー

50

チャート。

【図 1 7】本発明によって教示される例示的な実験サンプル高分子アクリルポリマー構造体を示す斜視図。

【図 1 8】実験的に測定された高分子アクリルポリマー吸水測定値のグラフ。

【図 1 9】本発明によって教示される例示的な回折格子パターン。

【図 2 0】本発明によって教示される例示的な実験屈折率測定セットアップを示すブロック図。

【図 2 1】本発明によって教示される例示的な実験屈折率パターン。

【図 2 2】本発明によって教示される例示的な実験的に経時測定される回折格子力測定値を示すグラフ。

【図 2 3】本発明によって教示される例示的な実験的に測定される回折格子ゼロ次力測定値を示すグラフ。

【図 2 4】本発明によって教示される例示的な実験的に測定される脱水曲線を示すグラフ

。【図 2 5】本発明によって教示される例示的な実験的に構築される凸位相ラップ D I C 及び理論上の側面図。

【図 2 6】本発明によって教示される例示的な実験的に構築される凸位相ラップ D I C 及び理論上の側面図の N I M O ジオプタ読み取り値を示す画像。

【図 2 7】本発明によって教示される例示的な実験的に構築される凹位相ラップ D I C 及び理論上の側面図。

【図 2 8】本発明によって教示される例示的な実験的に構築される凹位相ラップ D I C 及び理論上の側面図の N I M O ジオプタ読み取り値を示す画像。

【図 2 9】構築された例示的な実験での 3 mm 凸位相ラップレンズを示す画像。

【図 3 0】測定されるレンズジオプタ読み取り値での空気乾燥と水和との差を示す、本発明によって教示される吸水比較に関連する、例示的な実験的に測定されるジオプタ読み取り値を示すグラフ。

【図 3 1】本発明によって教示される水の例示的な実験的に測定された吸水曲線と、時間及び周囲温度に基づくその変動とを示すグラフ。

【図 3 2】本発明によって教示される例示的な実験的に測定される吸水ジオプタ依存性を示すグラフ。

【図 3 3】好適な本発明の実施形態によって実施される、一般化された生体内レンズ整形方法を示す例示的な方法フローチャート。

【図 3 4】好適な本発明の実施形態により実施される生体内レンズ整形方法の準備の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 3 5】好適な本発明の実施形態によって実施される生体内レンズ整形方法のレンズデータ作成の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 3 6】好適な本発明の実施形態によって実施される生体内レンズ整形方法の患者インタフェースの詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 3 7】好適な本発明の実施形態によって実施される生体内レンズ整形方法の初期化開始の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 3 8】好適な本発明の実施形態によって実施される生体内レンズ整形方法の診断の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 3 9】好適な本発明の実施形態によって実施される生体内レンズ整形方法のレンズ整形の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 4 0】好適な本発明の実施形態によって実施される生体内レンズ整形方法の確認の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図 4 1】好適な本発明の実施形態によって実施される一般化カスタム製造レンズ整形方法を示す例示的な方法フローチャート。

【図 4 2】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法の準備の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

10

20

30

40

50

【図４３】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法のレンズデータ作成の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図４４】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法の位置決めの詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図４５】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法の初期化開始の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図４６】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法の診断の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図４７】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法のレンズ整形の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【図４８】好適な本発明の実施形態によって実施されるカスタム製造レンズ整形方法の確認／出荷の詳細を示す例示的な方法フローチャート。

【発明を実施するための形態】

【００２３】

本発明は、多くの異なる形態での実施が可能であるが、本開示が、本発明の原理の例示としてみなされるべきであり、示される実施形態への本発明の広い態様の限定が意図されないとの理解の下で、本発明の好適な実施形態を図面に示し、本明細書において詳述する。

【００２４】

本願の多くの革新的な教示について、特に現時点で好適な実施形態を参照して説明し、これらの革新的な教示は有利に、親水性変更システム及び方法の特定の問題に適用される。しかし、この実施形態が、本明細書の革新的な教示の多くの有利な使用の単なる一例にすぎないことを理解されたい。一般に、本願の明細書の文章は、必ずしも、様々な特許請求される発明のいずれも限定しない。さらに、幾つかの文章は、幾つかの本発明の特徴に該当し得るが、他の特徴には該当しないことがある。

親水性、非限定的

本発明の文脈の中で、「親水性」という用語は、「水に強い親和性を有するか、又は水に溶解するか、混じるか、若しくは水で湿される傾向を有する」材料の特性として定義される。

材料（PLM）、非限定的

本発明は、高分子アクリルポリマーを含むが、高分子アクリルポリマーに限定されない広範囲の材料を組み込み得、予期される実施形態の範囲内で、これらの多くは用途固有であり得る。高分子アクリルポリマーは、多くの好適な実施形態では、紫外線（UV）（一般に300nm～400nm波長）吸収材料の使用を含み、高分子アクリルポリマーによるパルスレーザーエネルギーの吸収を補強し、そうして、高分子アクリルポリマーの親水性変更に作用する。本明細書で使用される場合、高分子アクリルポリマーは、光学レンズを形成する材料にその使用が限定されるものとして制限されるべきではない。特に、「ポリマー材料（PM）」という用語は、本明細書では、必ずしも光学レンズの製造に限定されない本発明のシステム／方法／製品の適用を示すために使用し得る。したがって、「PM」は、「PLM」よりも広い本発明の概念の適用を包含し得るが、材料は同一であり得る。したがって、「ポリマーレンズ材料（PLM）」、「ポリマー材料（PM）」という用語、及びそれぞれの均等物には、この文脈の中で可能な限り広義の意味が与えられるべきである。

UV吸収材、非限定的

ポリマーレンズ材料は、ポリマーレンズ材料のUV吸収を強化し、ひいてはパルスレーザー放射線で照明されたときのポリマーレンズ材料の親水性変更を強化する幾つかの化学物質を組み込み得る。本発明は、この挙動に作用するために使用される化学物質のタイプ及び数量を限定せず、本文書内でのこれらの化学物質の記載は、予期される化学物質の単なる例示である。

レーザー放射線、非限定的

10

20

30

40

50

本発明は、レンズを形成するために本明細書に記載されるポリマーレンズ材料内の親水性変更作用する多種多様なレーザ放射線を組み込み得る。したがって、「レーザ放射線」という用語及びその均等物には、この文脈野中で可能な限り広義の意味が与えられるべきであり、近赤外線光レーザ放射線に限定されない。

レーザ源、非限定的

本発明は、多種多様なレーザ放射線源を組み込み得、開示される本発明内で使用される、必要とされるパルスレーザ放射線を提供し得る。この文脈内で、「レーザ源」という用語は、音響光学効果を使用し、音波（通常、無線周波）を使用して生成されたレーザ光の周波数を回折させシフトさせる音響光学変調器（AOM: Acousto-Optic Modulator）（ブラッグセルとも呼ばれる）も組み込み得る。この文脈内で、「レーザ源」は、AOMが物理的にレーザ放射線源ハードウェアに組み込まれるか否かに関係なく、レーザ放射線源及び任意選択的にAOMを包含するものとして大域的に定義し得る。したがって、「レーザ源」という用語及びその均等物には、この文脈の中で可能な限り広義の意味が与えられるべきである。

10

音響光学変調器（AOM）、非限定的

本発明の様々な実施形態は、音響光学変調器（AOM）を利用して、本発明の文脈内で、レーザスキャナに向けられるレーザ放射線パルスストリームをイネーブル/ディセーブルするか、又は量を加減するスイッチとして機能し得る。この文脈内で、AOMは「グレースケール」変調を組み込み得、グレースケール変調では、切り換え機能は、レーザ放射線パルスストレインの部分レーザスキャナに切り換えるように機能し、したがって、親水性を変更すべき標的ポリマーレンズ材料に適用される有効レーザ力を低減することができる。したがって、レーザ放射線強度を加減するための「グレースケールAOM」構成要素の利用が特に、本発明の範囲内で予期される。

20

【0025】

本発明に示されるAOMは、シャッタ及び可変減衰器として使用され、したがって、上述した機能と同じ機能を模倣する別の同等の構成要素で置換することができる。

レーザスキャナ、非限定的

本明細書に記載される本発明の好適な実施形態内でのレーザスキャナの使用は、フライングスポットスキャナ（一般にベクトルベースモード）及びラスタスキャナ（一般にラスタベースモード）を含むが、これらに限定されない、スキャナの多くの異なる変形を組み込み得る。スキャナを使用して、レーザパルスを目的視野サイズ内の正確なロケーションに分散させる。本発明は、この文脈で使用し得るレーザスキャナのタイプに限定を課さない。

30

顕微鏡対物レンズ、非限定的

本明細書での「顕微鏡対物レンズ」への参照は、「顕微鏡対物レンズ又は他の集束装置」を均等に利用して、これらの機能を達成し得る。したがって、「顕微鏡対物レンズ」という用語には、本願の文脈内で可能な限り広義の解釈が与えられるべきである。

患者、非限定的

本発明は、生存中の生物内に配置されたレンズを原位置で変更して、生物の目から取り出さずにレンズの屈折特性を矯正/変更する状況に適用し得る。この文脈内で、「患者」という用語は、広義に解釈されるべきであり、人間のみへの適用に限定されるべきではない。

40

レンズ形態、非限定的

本発明は、光学的な光屈曲、ひいては全体的なレンズ形成の構築に影響するように形成される多種多様なレンズを組み込み得る。本発明の例示的な実施形態は、本明細書では、凸レンズ構造体、両凸レンズ構造体、凹レンズ構造体、両凹レンズ構造体、及び平レンズ構造体の構築に使用されるものとして説明されるが、これらの構造体は、本発明を用いて構築し得る多数のレンズ形態の単なる例示である。したがって、「レンズ形態」という用語及びその均等物には、この文脈の中で可能な限り広義の意味が与えられるべきである。

二次元、非限定的

50

本発明は、ポリマーレンズ材料内の、回折格子を構成する二次元パターン構造体及び技術的には三次元であるが、本明細書では二次元と呼ばれる他の薄い平坦な構造体の利用を組み込み得る。ポリマーレンズ材料親水性の変更は厳密にはゼロ厚平面では生じ得ないが、二次元という用語は、光軸に直交するX-Y平面にわたるZ軸集束再位置決めを必要としない、ポリマーレンズ材料内で生じる構造体の作成を指す。したがって、ポリマーレンズ材料屈折率の二次元変更は、レーザパルスの単一のZ軸焦点距離を含む非平面境界に沿って生じ得る。したがって、「二次元」という用語及びその均等物には、この文脈の中で可能な限り広義の意味が与えられるべきである。

三次元、非限定的

本発明は、複雑な光学構造体を形成するために、ポリマーレンズ材料内に三次元パターン構造体の使用を組み込み得る。これらの三次元パターン構造体及びそれに関連付けられた容積は、レーザパルスの照明によって変更されていない親水性を有する隙間ポリマーレンズ材料を有する複数の層を備え得る。したがって、三次元構造体は、変更されていないか、若しくはわずかに変更された層を有する非変更エリア又は異なるレベルの親水性を有し、その結果、屈折率が変更される複数の層を組み込み得る。したがって、「三次元」という用語及びその均等物には、この文脈の中で可能な限り広義の意味が与えられるべきである。

眼内レンズ、非限定的

本発明は、有利なことに、広範囲の材料を負組み込んだ動的調整可能な光学レンズの製造に適用し得る。広範囲の材料を光学レンズ内に組み込むメカニズムは、本発明によって限定されない。したがって、「眼内レンズ」及び「光学レンズ」(コンタクトレンズを含む)という用語並びにそれらの均等の構造実施形態には、この文脈の中で可能な限り広義の意味が与えられるべきである。

システム概説

本発明は、一般的に、フェムト秒レーザ源、AOM、スキャナ、及びレーザパルスを所定領域に送る対物レンズからなるレーザシステムを利用するものとして説明し得る。レーザ源は、好適には、約350fs以下のパルス持続時間、690nm~1000nmの範囲の波長、及び約0.1MHz~100MHzの繰り返し率を有する。パルスエネルギーは通常、0.17ナノジュール~500ナノジュールの範囲である。上記指定範囲外になるようにこれらのレーザパラメータを調整し、リバランスすることが可能であり、それもなおレンズ材料の標的領域に送られる同レベルのエネルギーを達成可能なことを当業者は理解する。例えば、Ti:Sapphire Oscillator (California Airborne, Mai Tai By Newport)等の調整可能なレーザユニットは、約690nm~1040nmの範囲の可変波長、70fs以下のパルス幅、及び最高で2.9Wのソース電力を提供することができる。

一般化親水性変更システム(0500)

本発明の好適な例示的なシステム実施形態は一般に、図5(0500)に示され、材料(0501)が照明されて(0515)、ポリマーレンズ材料(0501)内の選択された領域(0502)内の親水性を変更させる。このシステム(0500)は一般に、レーザ源(0511)を組み込み、このレーザ源は、音響光学変調器(AOM)(0512)によって制御/加減/変調/切り換えられ得るパルスレーザ放射線を生成して、指定のエネルギー及びパルスタイミング特徴を有する所定のレーザパルスストレーンを生成するように構成される。本発明の幾つかの実施形態では、レーザ源(0511)及びAOM(0512)は単一のレーザ源モジュールに統合し得る。次に、レーザ源(0511)/AOM(0512)によって生成されるパルスレーザ放射線はレーザスキャナ(0513)に送られ、レーザスキャナ(0513)は、顕微鏡対物レンズ(0514)の入力エリアにわたりX-Y平面においてレーザパルスを分散させるように構成される。顕微鏡対物レンズ(0514)はニューメリカルアパーチャを組み込み、このアパーチャは、分散パルスレーザ放射線を受け入れ、集束レーザ放射線出力(0515)を生成するように構成される。この集束レーザ放射線出力(0515)は次に、顕微鏡対物レンズ(0514)により

10

20

30

40

50

、ポリマーレンズ材料（０５０１）の親水性を変更すべきポリマーレンズ材料（ＰＬＭ）（０５０１）領域（０５０２）に送られる。親水性変更ポリマーレンズ材料領域（０５０２）の位置は、レーザスキャナ（０５１３）及びサンプルステージング／位置決めシステム（０５１６）によって定義し得、このシステムは、集束レーザパルス（０５１５）をポリマーレンズ材料（０５０１）の所望の内部領域（０５０２）内に適宜局所化できるようにするように、ポリマーレンズ材料（０５０１）を機械的に位置決めする。

【００２６】

このシステムは、コンピュータ可読媒体（０５２２）から読み出されたソフトウェアを実行し、グラフィカルユーザインタフェース（ＧＵＩ）（０５２３）を提供するコンピュータ（０５２１）を組み込んだコンピュータ制御システム（０５２０）の制御下で最適に動作し得、ＧＵＩから、オペレータ（０５２４）は、ポリマーレンズ材料（０５０１）内の親水性変更（０５０２）の全体動作を指示し得る。

システム／方法適用状況概説（０６００）

本発明の典型的な適用状況を図６（０６００）に示し、図６では、本発明は、患者のレンズの構成に使用される親水性変更システム（０６１０）で具現される。この親水性変更システム（０６１０）は通常、レーザ源（０６１１）を備え、このレーザ源はパルスレーザ出力を生成、このレーザ出力は次に、レーザスキャナ（０６１３）を使用してX-Y平面において分散し、次に、顕微鏡対物レンズ（０６１４）（又は他の集束装置）を使用して集束される。この分散し集束されたパルスレーザ放射線（０６１５）は、材料（ＰＬＭ）（０６０２）で構築される幾つかの部分に有するレンズ構造体（０６０１）内に送られる。このポリマーレンズ材料（０６０２）は、ポリマーレンズ材料構造体（０６０２）内で二次元又は三次元パターン（０６０３）で照明されて、親水性を変更する。親水性の任意の変更は、ポリマーレンズ材料（０６０３）の内部領域の屈折率の幾らかの変更を生じさせる。集束レーザパルス（０６１４）によって生成される屈折率のこの変更は、二次元又は三次元パターン（０６０３）に、全体レンズ構造体（０６０１）内に光学レンズ機能を形成させる。

【００２７】

この一般的なシステム／方法構成と併せて、レンズ構造体（０６０１）を人間の目（０６０５）内に組み込むことができ（０６０４）、図に概して示されるように、レンズ構造体（０６０１）が手術で患者の目の中に移植された後、ポリマーレンズ材料（０６０２）を原位置で変更し得る。

【００２８】

説明した親水性変更システム（０６１０）は通常、コンピュータ可読媒体（０６２２）からの命令を実行するコンピュータシステム（０６２１）の制御下で動作する。このコンピュータ化制御（０６２１）は、システムオペレータ（０６２４）が全体システムと対話して、動作を指示できるようにするグラフィカルユーザインタフェース（０６２３）を最適に組み込む。上述した原位置でのレンズ形成適用に関して、制御ソフトウェア（０６２２）は、方法を実施して、患者の目の自動検査を実行し（０６２５）、患者の視覚の非理想性を特定するソフトウェアを組み込み得、そこから、患者の視覚の改善に必要な光学矯正マップが生成され（０６２６）、その後、自動化レーザパルス／位置制御手順が続き、患者のレンズ内のポリマーレンズ材料の屈折率を原位置で変更して、患者の視覚を完全に矯正する（０６２７）。

システム／方法適用状況詳細（０７００）

本発明の好適な適用状況のより詳細なシステム構成を図７（０７００）に提供し、この図では、コンピュータ可読媒体（０７２１、０７２２）から読み出されたソフトウェアの制御下で動作するコンピュータシステム（０７２０）を使用して、全体レンズ製作プロセスを制御し、監督する。この適用状況内で、以下の構成要素が一般にシステムを構成する。

・所望の材料の処理に適する波長と、使用される対物レンズ（０７１０）によって提供される標的エリアの屈折率を変更するのに十分なパルス当たりのエネルギーとを有するレー

10

20

30

40

50

ザ源(0701)。

・分散補償器(0702)を使用して、パルス幅を約100fsにすることができるようにビームを事前補正する。この特徴なしでは、レンズのような光学媒体を透過する際にパルス幅が長くなるため、標的でのパルス幅はより大きくなる。より大きな熱より長いパルスを用いると、処置エリアに生じ、プロセスをわずかにより不精密になり、処置時間がわずかに長くなる。したがって、この特徴は任意選択的であるが、RIS最適化の一部である。

・ビーム整形1(0703)ユニットを使用して、AOM仕様に合うようにレーザビーム直径を変更することができる。これにより、ビーム整形1ユニット後に追加の変更なく、レーザ源を交換することもできる。

・AOM(0704)を使用して、処置エリアに向けられるパルス数及びパルス当たりのエネルギーを変調する。受信信号(通常、0V~5V)に応じて、エネルギーはAOMのゼロ次又は一次に分散する。それらの次数は、AOMから来る間に角度がある2つの異なるビームである。一次ビームは通常、標的エリアに向かうものであり、0次ビームはAOM直後に停止する。AOMドライバからの受信する信号は、最大(例えば、5V)であり、パルス当たりの最大エネルギーは一次ビームにあり、ドライバ信号が最小である場合、一次ビームは0%エネルギーを有することになり、全ては0次に送られる。

・ビーム整形2、ビームがAOMを通過した後、システムに合うように、追加のビーム整形が必要である。例えば、対物レンズのニューメリカルアパーチャを使用できるように、使用される対物レンズ(0710)に合うようにビーム直径を拡大する必要がある。

・診断(0706)システムを使用して、レーザビーム波長、パルス当たりのエネルギー、及びパルス幅を測定する。この特徴内、システムの使用を安全にすることができ、繰り返し可能にするために含まれる。変数の1つが計画されたように実行されない場合、システムはシャットダウンし、

・レーザ顕微鏡結合(ミラーアーム)(0706)を使用して、レーザビームをレーザ顕微鏡ヘッドにリダイレクトする。レーザ顕微鏡結合(ミラーアーム)は、システムセットアップ及びレーザの向きに応じて、1つ以上のミラーを含むことができ、必要な位置にレーザビームをリダイレクトすることができる。

・カメラ系(0707)を使用して、サンプルを顕微鏡対物レンズに向けて位置決めする。これは、材料の曲率に応じて、正確なZロケーションを見つけるためにも使用される。さらに、カメラは追跡目的で使用することもできる。

・スキャナ(0708)を使用して、XY平面でレーザスポットを分散させる。このために、異なるスキャナを使用することができる。スキャナのタイプに応じて、非処理エリアもなおカバーされるが、パルス当たりのレーザエネルギーはなく、又は処理済みエリアのみがカバーされる。スキャナソフトウェアがスポットを位置決めするため、このために、ソフトウェア制御によりAOMも制御され、AOMは、そのスポットのパルス当たりのエネルギーに寄与する。

・Zモジュール(0709)を使用することができ、それにより、システムに更なる集束要素が可能であり、これは例えば、整形平面とは異なるZロケーションでの平面に対して追跡目的で使用することができる。整形プロセス中、Zロケーションを変更するために使用することもできる。

・対物レンズ(0710)は、ビームをサンプル上に集束し、スポットサイズを決める。スポットサイズが大きくなるにつれて、必要なパルス当たりのエネルギーは大きくなり、したがって、レーザ源及びプロセスの所要精度に合わせる必要がある。さらに、整形プロセスの視野サイズを提供し、対物レンズの視野サイズが必要とされるレンズよりも小さい場合、これは、レンズ整形に追加のハードウェアを必要とする。

・対物レンズとサンプルとの界面(0711)は、用途に応じる。レンズ製造の場合、サンプルと対物レンズとの間隔は、水が充填されて、散乱を低減し、追加の冷却要素を可能にする。他の用途では、アイゲルのような他の媒体を有する異なる接触方法を使用することができる。

10

20

30

40

50

・サンプル(0712)は、異なる光学媒体の驚かすことができ、例えば、対物レンズの前に配置される疎水性ポリマーであることができる。用途に応じて、そのサンプルは、対物レンズとサンプルとの界面直後にあってもよく、又は眼球のような追加の媒体組み合わせ内部のより深くにあってもよい。

・位置決めシステム(0713)を使用して、対物レンズ視野サイズから構成されるブロックを互いに向けて位置決めして、より大きな構造体を整形することができる。サンプルをZ方向において移動させるために使用することもできる。

【0029】

本発明の特定の実施形態が、上記構成要素の任意の組み合わせを含み得、状況によっては、全体システム実施態様において上記構成要素のうちの1つ又は複数を省いてもよいことを当業者は認識しよう。

10

従来技術/本発明の比較(0800)

レンズ構造体内で光学集束を達成する従来技術による方法論と本発明による方法論との比較を図8(0800)に概して示す。図8(0800、0810)に概要を示した従来技術は、凸レンズ形成方法論を利用して、この例に示される光学集束を生成する。従来技術がレンズ材料の親水性を変更せず、単に材料の屈折率を変更することに留意することが重要である。これとは対照的に、図8(0800、0820)に概要を示したように、本発明はポリマーレンズ材料親水性の変更を使用して、光学集束を生成する。両技法とも複数のレンズ構造体を利用し得るが、本発明は、負のジオプタ材料変更(0821)に頼り、これらのレンズ形成を生成する(親水性の全ての増大は、材料の屈折率を低減するが、一方、全ての従来技術は、正のジオプタ材料変更(0811)を生み出す材料の変更を行う。

20

例示的な適用状況概説(0900)

図9(0900)に概して示されるように、本発明は、フェムト秒パルスレーザー(0911)を使用して、ポリマーレンズ材料(0913)内部の親水性を変更(修正)する(0912)ことができる。図9(0900)に概して示されるように、親水性変更(修正)の三次元層(0922)を、XYZステージシステムを使用してポリマーレンズ材料(0921)内に整形することができる。層の深度はソフトウェアで予め決定される。層は、表面(0923)又は中間層(0924、0925)に位置決めすることができる。

【0030】

本発明は、ポリマーレンズ材料から光学レンズを形成するように構成されるシステム、ポリマーレンズ材料を使用してレンズを形成できるようにする方法、及びポリマーレンズ材料を使用してその方法によって形成されるレンズも予期する。本発明のこれらの実施形態の任意の実施形態を、人間(又は他の生物の目)に移植されたレンズを、患者から取り出す必要なく、原位置で変更し、且つ/又は矯正し得る状況に適用し得る。

30

【0031】

本発明は、ポリマーレンズ材料内に親水性チャンネルを生成するために使用することもできる。そのようなエリアを使用して、他の化学物質がそのような材料内又は外に通ずのを促進することができる。

例示的なレンズ形成構造体(1000)~(1300)

40

本発明は、多くの状況で、広範囲のレンズ構造体の形成に適用し得るが、幾つかの形態が好適である。これらは、図10(1000)のプロファイルに示される凸構造体(1001)及び両凸構造体(1002)、図11(1100)のプロファイルに示される凹構造体(1101)及び両凹構造体(1102)、並びに図12(1200)のプロファイルに示される位相ラップ凸構造体(1201)及び位相ラップ凹構造体(1202)を含むが、これらに限定されない。これらのレンズ構造体が、本発明の教示を使用して形成し得る広範囲のレンズの単なる例示であることを当業者は認識しよう。さらに、図9(0900、0921)に示されるポリマーレンズ材料変更構造体の層形成により、単一のポリマーレンズ材料内に複数のレンズ構造体の層を形成することができる。

位相ラップレンズ(1200、1300)

50

本発明は、図12(1200)に示される位相ラップ凸構造体(1201)及び位相ラップ凹構造体(1202)並びに図13(1300)に示される関連付けられた例示的な屈折率に一般的に示される位相ラップレンズの形成にも使用し得る。位相ラップレンズは、フレネルレンズ(1204)と同じ理論概念を用いる。品質の差は3つの異なるファクタにまとめることができる：

- ・元のレンズ曲率が位相ラップレンズに保持されること、
- ・レーザ整形技法により、位相ラップレンズの各ゾーンで90度の角度を保持することができること、及び
- ・位相ラップレンズを整形し得るマイクロメートル精度。

これとは対照的に、フレネルレンズ(1205)の制限は一般に、作成される製造プロセスに起因する。位相ラップレンズ及びフレネルレンズの主な製造の違いを画像1206に示す。

屈折率勾配レンズ(1300)

本発明は、図13(1300)に概して示される屈折率勾配レンズの形成に使用することもできる。この概念では、レンズ曲率の情報は単層に記憶される。グレースケール値を使用して、パルス当たりのエネルギーを表す。したがって、0%~100%の電力の256のバリエーションが可能であり、それにより、単層レンズの精密な整形が可能である。屈折率レンズの上面図(1301)は、元の凸位相ラップレンズの異なるゾーンを示す。考察された元の各レンズタイプデータ情報を1つの単層に圧縮することができる。屈折率勾配レンズの側面図(1302)は、レンズの中心を通る1つの水平スライスの各スポットでのエネルギー分布を示す。

【0032】

パルスエネルギーの変調は、AOM又は自動可変減衰器を使用して達成することができる。

ポリマーレンズ材料方法(1400)

本発明の方法は、実施の基本主題の多種多様な変形を予期するが、親水性変更を使用するレンズ形成方法として、図14(1400)に示されるように一般化することができ、このレンズ形成方法は、

- (1)レーザ源からパルスレーザ放射線出力を生成すること(1401)と、
- (2)パルスレーザ放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させること(1402)と、
- (3)分散パルス放射線を顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザ放射線出力を生成すること(1403)と、
- (4)集束レーザ放射線出力をポリマーレンズ材料に伝達させて、ポリマーレンズ材料内の親水性を変更すること(1404)と、

を含む。この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び/又はステップの追加/削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。本明細書に記載されるこの方法及び他の方法は、本明細書の他のどこかに記載されるコンピュータ可読媒体から命令を読み出すコンピュータシステムの制御下で最適に実行される。

【0033】

図9(0900、0912)に概して示されるように、親水性変更のこの領域は、図10(1000)に概して示される任意の光学レンズ構造体を形成し得る - 図13(1300)は、図9(0900、0921)に概して示される親水性変更の複数の光学内層を有する。

レンズ整形/形成方法(1500)

本発明は、レンズ整形/形成方法も教示し、任意の複雑性のレンズをポリマーレンズ材料内に形成し得る。レンズ整形は異なる部分からなる。第1に、レンズジオプタ及び曲率を、選択された材料に応じて計算する必要がある。その後、この材料に向けてレーザ波長

も調整される。AOMは、シャッタとして機能するとともに、セットアップでの可変電力減衰器としても機能し、レンズ構造体をポリマー内部に精密に整形できるようにする（スキヤナと組み合わせる）。AOMは、計算されたレンズ情報の入力画像によって制御され、照明されるエリアの各エリア（マイクロメートル）のレーザ電力情報を提供する。その後、スキヤナは電力を矯正口ケーションに分散させ、顕微鏡対物レンズはパルスレーザビームをポリマー内部の所望の集束スポットに集束する。ポリマーレンズ材料サンプルは、顕微鏡対物レンズ後にサンプルホルダ内に保持され、任意選択的に、ステージシステム（機械化されたX/Y/Z位置決めシステム）に位置決めされ、より大きなレンズ構造体の整形を可能にする。ステージシステムは、顕微鏡対物レンズで終端するミラー付きレーザアームで置換することもできる。この場合、ミラー付きアームは、ステージシステムのみならず、カメラ及びスキヤナ基板全体も置換する。

10

【0034】

本発明の方法は、図15(1500)に示されるこのレンズ整形/形成方法の一実施形態を組み込み得、この一実施形態は、

- (1) レンズ計算を実行して、作成するレンズの形態及び構造を特定すること(1501)と、
 - (2) ポリマーレンズ材料内の所望の親水性変更に適するレーザ波長を選択すること(1502)と、
 - (3) AOM又は均等な変調器を使用してレーザをシャッタリング及び/又は電力調整して、レーザパルスを生じること(1503)と、
 - (4) レーザパルスを顕微鏡対物レンズにわたって走査すること(1504)と、
 - (5) 顕微鏡対物レンズを使用して、レーザスポットサイズを形成し、ポリマーレンズ材料内の集束レーザを精密に位置決めすること(1505)と、
 - (6) レーザパルスストリームによる親水性変更のためにポリマーレンズ材料を保持/ホールドすること(1506)と、
 - (7) 任意選択的に、X/Y/Z位置決めシステムを使用して標的ポリマーレンズ材料サンプルを位置決めすること(1507)と、
- を含む。

20

【0035】

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び/又はステップの追加/削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

30

【0036】

この方法は、ポリマーレンズ材料内の1つ又は複数の層に適用して、任意の複雑性の形成レンズ構造体を達成し得る。ステップ(1)において識別されるこの手順に関連付けられたレンズ計算は、図16(1600)において詳述され、後述される。

レンズ計算方法(1600)

本発明は、レンズパラメータが、特定の患者及び患者の固有の光学要件にカスタマイズされた内部ポリマーレンズ材料レンズ構造体の特定に使用されるレンズ計算方法も教示する。この方法は一般に、以下のステップを含む：

40

- ・形成するレンズの曲率を計算するステップと、
- ・必要とされるレンズ深度を特定するステップと、
- ・レーザを介して処理しなければならないゾーンの数計算するステップと、
- ・処理すべき各ゾーンのゾーン半径を特定するステップと、
- ・レーザの位相ラップレンズデータファイルを作成するステップと、
- ・データファイルをRISマッピングシステムにロードするステップ。

これらのステップについて、より詳細にこれより考察する。

【0037】

カスタム眼内レンズ(IOL: intraocular lens)のレンズパラメー

50

タの計算を可能にするには、先に、患者を検査する必要があり、存在する異なる収差を測定し、必要なジオプタ (Dpt) 変更を評価することができる。レンズ曲率 (C) を計算するには、整形プロセスの材料 (n) を知る必要がある。

【0038】

【数1】

$$C = \frac{Dpt}{(n' - n)}$$

10

【0039】

式中、nは元のIOL材料の屈折率であり、n'は、RIS整形後の屈折率であり、したがって、新しいレンズの屈折率である。

【0040】

【数2】

$$C = \frac{1}{r}$$

20

【0041】

曲率はレンズ半径 (r) に関連し、半径は、レンズ直径 $2w_{Lens}$ 及びレンズ深度 h_{Lens} を用いて計算することができる。

【0042】

【数3】

$$r = \frac{h_{Lens}^2 + w_{Lens}^2}{2h_{Lens}}$$

30

【0043】

その後、所与の情報で、位相ラップレンズ情報が計算され、出力画像が作成される。非位相ラップレンズに必要な全ての情報は既に、元のレンズ及びその曲率の情報に存在している。レンズの位相ラップ深度は、屈折率変更量によって決まる。その後、各ゾーンの半径及び各ゾーンの曲率情報について容易に計算することができる。整形技法に応じて、レンズジオプタは対物レンズ視野よりも大きいことがあり、この場合、ステージシステム (上述) を使用して、レンズ整形のために異なるエリアを位置合わせする。この技法を可能にするために、入力画像は、ブロックシステムを表すようにそれぞれの画像サイズに細かく刻まれる。

40

【0044】

上述し、図15(1500、1501)に概して示されるレンズ計算方法は、多くの形態で実施し得るが、本発明の方法の幾つかの好適な実施形態は、この方法を、以下のステップを使用して図16(1600)に示されるように実施し得る：

(1) 所望の光学性能に必要とされるレンズ属性を測定又は特定するステップ(1601)、

(2) レンズ製作に適切なレンズ材料を選択するステップ(1602)、

50

- (3) 所望のレンズ曲率を計算するステップ(1603)、
 (4) レンズの形成に必要な位相ラップレンズ情報を計算するステップ(1604)、
 (5) 所望の位相ラップレンズ特徴に対応する出力画像を作成するステップ(1605)、
 (6) レンズ処理エリアが対物レンズ視野サイズよりも大きいかなかを判断し、大きくない場合、ステップ(8)に進むステップ(1606)、
 (7) 視野サイズ内に収まるセグメントに出力画像を細かくするステップ(1607)、
 (8) 患者(又はレンズ形成)に、追加のレンズ属性が必要とされるかなかを判断し、必要とされる場合、ステップ(1)に進むステップ(1608)、及び
 (9) レンズ計算方法を終了するステップ(1609)。

10

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び/又はステップの追加/削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

【0045】

この方法は、ステージング装置に保持/ホールドされるレンズの形成に適用し得、又は幾つかの状況では、レンズ整形/形成プロセスは、患者の目の中において、原位置において実行し得る。この状況では、レンズのポリマーレンズ材料を患者に手術で挿入し得、その間、ポリマーレンズ材料は概して変更されない(又は以前に変更された)状態であり、次に、「ダイアルイン」されて、患者に最適な視角を提供する。

20

用途#1 - 光学レンズ(1700) - (1800)

以下の実験的用途例では、光学レンズの作成に適する高分子アクリルポリマーの内部親水性変更について考察する。

ステップ1 - 光学材料のテスト準備

架橋高分子共重合体の小さなシートを、65 から開始して最高で140 までの硬化サイクル下で合計時間約14時間にわたり、シリコン管で封止されたガラス鑄型内で
 (1) ブチルアクリレート、メタクリル酸メチル、N - ベンゼル - N - イソプロピルアクリルアミド、及びエチレングリコールジメタクリラートの140 g 混合物、

(2) 11.4 g の 2 - [3 - (2 H - ベンゾトリアゾール - 2 - yl) - 4 - ヒドロキシフェニル] メタクリル酸メチル、並びに

30

(3) 0.5%未満の黄色染料

の遊離基重合によって構築し得る。このようにして得られた約2mm厚のわずかに黄色の透明シートを丸いボタン形に切断することができ、これを更に旋盤加工して眼内レンズにすることができる。代替的には、レーザ処理のために、シート又はボタンから小さなトリップを切り出すこともできる。このようにして準備された黄色のシート又はボタンの屈折率は約1.499である。

ステップ2 - 事前浸漬

上記で準備された光学的に透明なレンズ材料の小さなストリップ(1.91mm x 1.33mm x 14.35mm)は、38.2mgである。レンズ材料のこのストリップは、室温で飽和に達したことを示す、重量がそれ以上増大しなくなるまで水に浸漬される。飽和したストリップは、表面の水滴を乾燥した紙ティッシュで拭いた後、38.3mgであり、吸水が約0.3%であることを示す。

40

ステップ3 - レーザ処理

次に、水飽和したストリップを、フェムト秒レーザ源からのレーザパルス(パルス幅: 200fs、繰り返し率: 50MHz、パルス当たりのエネルギー: 5.4nJ、波長: 780nm)に露光させた。ストリップの図17(1700)に概して示される所定領域(2mm x 2mm x 165µm、165µmは処理される領域の厚さである)のみを処理した。処理後、ストリップを水で飽和させ、次に、再び重量を計測した。ストリップは38.9mgであり、0.2mg増大し、この増大は、処理領域による約30%の吸水(0.2mg ÷ 2 × 1.9 × 0.165 = 0.318 = 32%)を表す。第1の領域を処理し

50

た後、同じ寸法の第2の領域を処理し、更に約0.2mgの増大を観測した。このようにして、合計で3つの領域を処理し、最後のストリップは38.9mgである。各レーザー処理後の重量増大を図18(1800)に示されるグラフにまとめる。

用途#2 - 回折格子(1900) - (2400)

以下の実験的用途例では、吸水への回折格子効率依存に適用される本発明の使用について考察する。

ステップ1

図19(1900)に概して示されるように、回折格子をアクリルポリマー材料内部に整形した。この例では、格子サイズは3mmであり、X間隔は18 μ mである。

ステップ2

次に、サンプルを水飽和させる。

ステップ3

異なる走査速度で、図20(2000)に示されるセットアップを使用して屈折率格子の効率を測定した(2103)。赤色(640nm)レーザーをサンプルの前に配置した。サンプルを1組のXYステージに搭載して、レーザーに対して格子を位置決めさせた。ある距離に、スクリーン(2101~2103)を位置決めし、異なる次数の回折力(図21(2100)に示される)が、図22(2200)に示される異なる時間で記録される。1次~10次の力は、図22(2200)に示されるように、脱水に伴って低減し、その間、エネルギーは、図23(2300)に概して示されるように、ゼロ次になる。

【0046】

これは、脱水に起因する材料の重量減を示す図24(2400)に示されるアクリルポリマー材料の脱水曲線と比較することができる。図24(2400)のグラフは、サンプル10個のパーセント単位の平均サンプル重量測定値を示す。重要な情報が最初の5時間に示される。主な変化は、図23(2300)及び図24(2400)のグラフを比較して、最初の5時間内に生じている。回折格子は、材料内部に整形され、脱水が、測定で気付かれるまでに幾らかの時間がかかるため、より遅く低減し始める。主な水分量が脱水された後、回折格子は非常に弱くなる。

用途#3 - 位相ラップ凸レンズ(2500) - (2900)

以下の実験的用途例では、親水性変更に起因する負の屈折率変更について考察する。

ステップ1

位相ラップ凸レンズのレンズ整形が、図25(2500)に示されるように生成される。位相ラップ凸レンズは、材料内部の親水性変更によって誘導される負の屈折率変更を示す。この構造体のNIMOジオプタ読み取り値を図26(2600)に示す。

【0047】

凸位相ラップレンズは、負のジオプタ読み取り値を示し、図27(2700)に概して示される凹位相ラップレンズは、正のジオプタ読み取り値を示す。この構造体のNIMOジオプタ読み取り値を図28(2800)に示す。

【0048】

図29(2900)に示されるイメージは、構築された例示的な3mm凸位相ラップレンズの上面図を示す。

用途#4 - 水飽和(3000) - (3100)

以下の実験的用途例では、材料の水飽和後のみの完全なジオプタ読み取り値について考察する。

ステップ1

正のジオプタ読み取り値を有する凹レンズを整形した。

ステップ2

整形後にレンズジオプタを測定する。

ステップ3

レンズを水中に保管せず、空気中に18日間保管し、その後、水中に配置した。

ステップ4

10

20

30

40

50

水中に配置した後のレンズのジオプタ読み取り値を測定する。

【0049】

整形直後のレンズのジオプタ読み取り値は最小である。最終的なジオプタ読み取りが可能になるには、その前に材料を更に水飽和させる必要がある。整形プロセス中、レンズは既に幾らかの水を吸収し得、したがって、整形後にいくらかのジオプタ読み取りが可能であるが、完全なジオプタ読み取りは常に、材料が完全に水飽和した後でのみ可能である。

【0050】

レンズが水中に配置された後、24時間後、レンズジオプタは完全に復元した。図30(3000)は、5ジオプタ2mmレンズのジオプタ読み取りを示す。整形直後の最初のジオプタ測定値はわずかに1.5Dであった。

10

【0051】

比較のために、図31(3100)のグラフは、ポリマー材料の水飽和曲線と、その時間への関係とを示す。

用途#5 - 事前浸漬

以下の実験的用途例では、事前浸漬したサンプルのジオプタ読み取りについて考察する。

【0052】

レンズ整形前にサンプルを水中に事前浸漬した場合、飽和期間を短縮することができる。整形直後、レンズは、非事前浸漬サンプルと比較してより大きなジオプタ読み取り値を示し、はるかに素早く完全なジオプタ値に復元した。事前水浸漬は、サンプルが完全に飽和する時間期間を短縮するだけである。事前浸漬により、レンズの最終的なジオプタ読み取り値は変更されない。

20

用途#6 - 温度依存性(3100)

以下の実験的用途例では、レンズジオプタの温度依存性について考察する。

【0053】

材料の吸水は周囲温度に依存する。培養器を使用して、サンプル温度を変更することができる。サンプルが温度変更に対応するのに十分な時間をとった後、レンズジオプタを測定し、異なる温度設定で最高で±1Dの違いを観測した。

【0054】

吸水は温度に依存し、したがって、レンズのジオプタ読み取り値も温度に依存する。これは図31(3100)のグラフから見て取ることができ、摂氏22度よりも摂氏35度の場合により多くの水が吸収される。

30

用途#7 - ジオプタメモリ(3200)

以下の実験的用途例では、レンズジオプタの温度依存性について考察する。

【0055】

処理済みエリアのジオプタは一定である。サンプルを空気保管に保つことができ、それにより、完全なレンズジオプタには決してならないが、水中に配置されると、レンズの完全なジオプタは、飽和後の完全な、理論的に計算されるジオプタに復元する。

【0056】

サンプルのジオプタ読み取り値は、サンプルを脱水した後、水和させる場合に増大し、レンズは約0Dで開始され、図32(3200)に示されるように、27時間以内にジオプタ読み取り値はその完全な-6Dまで増大し、これは図31(3100)のイメージに従う。

40

生体内レンズ整形方法(3300)~(4000)

本発明は、以下のステップを含む図33(3300)に概して示されるように、本明細書に記載されるシステム/方法を使用して、生体内でレンズを形成/整形し得ることを予期する：

(1) 準備ステップ(3391)、

(2) レンズデータ作成ステップ(3392)、

(3) 患者インタフェースステップ(3393)、

50

- (4) 初期化開始ステップ(3394)、
- (5) 診断ステップ(3395)、
- (6) レンズ整形ステップ(3396)、及び
- (7) 確認ステップ(3397)。

図34(3400)~図40(4000)に概して示されるように、これらの一般化ステップは、以下のようにより詳細なステップに関して更に定義し得る。

(1) 患者に存在するレンズ材料の特定ステップ(3401)であって、この情報を使用して、レーザ属性を決定するとともに、屈折率整形によって誘導される屈折率材料変更を計算する。

(2) 患者収差測定ステップ(3402)であって、異なる患者固有の収差が特定される。

10

(3) どの収差に治療が必要であるかを患者が選択するステップ(3403)であって、選択は、近視、遠視、及び乱視のような一般的な視覚異常であり得るが、これらに限定されない。

(4) 医師が、必要なレンズ情報及びレンズ材料を選択するステップ(3504)であって、選択は、患者のニーズ及び利用できる選択肢を用いての話し合いに依存する。

(5) 必要とされるレンズ情報が存在するか否かを判断し、情報が既に存在する場合、ステップ(11)に進むステップ(3505)。このセクションは、完全にソフトウェアベースであり、医師又は患者はアクセスすることができない。このステップは、システムに事前ロードされていない独自のジオプタ値を患者が有する場合、統合される。

20

(6) レンズ曲率を計算するステップ(3506)であって、曲率は、必要とされるレンズジオプタと、屈折率整形及び材料の周囲の屈折率変更によって誘導される屈折率変更とに依存する。

(7) 位相重量高さを特定するステップ(3507)であって、高さは、誘導される屈折率変更差に依存し、ひいては周囲材料にも依存する。

(8) 位相ラップレンズ作成ステップ(3508)であって、位相ラップレンズの情報が、位相ラップレンズ高さ及び元のレンズの曲率情報によって与えられる。各層で、この情報を用いて各ゾーンの半径を特定することができる。

(9) データ出力ファイル作成ステップ(3509)であって、各層、可能な場合には各層の各ブロックの情報が、位相ラップレンズ(3508)からの情報を用いて作成される。

30

(10) システムへのデータロードステップ(3510)であって、データファイル(3509)は、既存のソフトウェアにロードして解析するには追加の時間を必要とし得、材料に応じて、ラインピッチを使用して、三次元構造体を充填することができる。

(11) 患者がシステムに向けて位置決めされるステップ(3611)であって、この位置決めは、患者インタフェース位置決め初期ステップである。患者の頭部は、屈折率整形作業ステーションに向けて位置合わせされる。

(12) 医師が、対物レンズを患者の虹彩に向けて位置決めするステップ(3612)。医師はカメラモジュールを使用して、虹彩に向けての対物レンズの位置の良好なアイデアを得ることができる。この位置は追跡にも使用されるため、これは重要なステップである。

40

(13) 医師が患者IDをシステムに入力するステップ(3713)であって、ソフトウェアは患者の情報と、事前選択された整形選択肢とを表示する。

(14) 医師が情報を確認し、開始を選択するステップ(3714)であって、医師は、第1のステップにおいて、患者の身元情報を確認し、その後、処置選択肢を選択する。

(15) システムが、レーザ波長が正確である否かをチェックするステップ(3815)であって、レーザ波長は元のレンズ材料に関して選択される。その後、システムのための診断ツールは、表示された波長及びシステムのリアルタイム値が一致することをチェックする。

(16) エネルギーが安定しているか否かをシステムがチェックするステップ(3816)

50

)であって、レーザエネルギーが測定される。その後、システムのための診断ツールが、理論的に計算されたエネルギー及びシステムのリアルタイム値が一致していることをチェックする。

(17)パルス幅が安定しているか否かをシステムがチェックするステップ(3817)であって、診断ツールを使用して、システムのパルス幅が変更されていないことを内部チェックする。

(18)Zモジュールを集束スポットのZ位置決めに使用するステップ(3918)であって、Zモジュールを使用して、レンズ整形集束スポットと虹彩追跡集束スポットとの距離を変更する。患者の眼内IOLは別様に据えられることがあり、また、患者の角膜の厚さ及び前眼房の厚さは様々であるため、Zモジュールを使用して、屈折率整形レンズの正確な位置を見つける。

10

(19)スキャナを集束スポット位置に使用するステップ(3919)であって、スキャナは、集束スポットを正確な整形位置に位置決めする。

(20)AOMをエネルギー分散に使用するステップ(3920)であって、AOMは、スキャナ位置に正確なパルス当たりのエネルギーを提供する。及び

(21)新しいレンジジオプタが確認されるステップ(4021)であって、患者の新しいジオプタ読み取り値が測定され、確認される。

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び/又はステップの追加/削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

20

カスタム製造レンズ整形方法(4100)~(4800)

本発明は、以下のステップを含む図41(4100)に概して示されるように、カスタム製造プロセスを用いる本明細書に記載されるシステム/方法を使用して、レンズを形成/整形し得ることを予期する:

- (1)準備ステップ(4191)、
- (2)レンズデータ作成ステップ(4192)、
- (3)位置決めステップ(4193)、
- (4)初期化開始ステップ(4194)、
- (5)診断ステップ(4195)、
- (6)レンズ整形ステップ(4196)、及び
- (7)確認/出荷(4197)。

30

図42(4200)~図48(4800)に概して示されるように、これらの一般化ステップは、以下のようにより詳細なステップに関して更に定義し得る。

(1)患者がレンズ材料決定を選択するステップ(4201)であって、患者は、利用可能な選択肢のリストから、使用される材料を選択する選択肢を有する。

(2)患者収差測定ステップ(4202)であって、患者の収差が測定される。

(3)患者が、どの収差を処置する必要があるかを選択するステップ(4203)であって、患者の要求又は利用可能性に応じて、処置選択肢が選ばれる。

(4)医師が、必要とされるレンズ情報及びレンズ材料を選択するステップ(4304)であって、患者が選んだ材料及び必要とされる変更が改訂され、必要な場合には、新しい選択が求められ、患者と議論される。

40

(5)必要とされるレンズ情報が存在するか否かを判断し、存在する場合、ステップ(11)に進むステップ(4305)であって、ソフトウェアが、必要とされる収差コードが既に存在するか否か、又は新しいコードを患者に対して作成する必要があるか否かを内部チェックする。

(6)レンズ曲率を計算するステップ(4306)であって、曲率は、必要とされるレンズジオプタと、屈折率整形及び材料の周囲の屈折率変更によって誘導される屈折率変更とに依存する。

(7)位相ラップ高さを特定するステップ(4307)であって、高さは、誘導される屈

50

折率変更差に依存し、ひいては周囲材料にも依存する。

(8) 位相ラップレンズ作成ステップ (4 3 0 8) であって、位相ラップレンズの情報、位相ラップレンズ高さ及び元のレンズの曲率情報によって与えられる。各層で、この情報を用いて各ゾーンの半径を特定することができる。

(9) データ出力ファイル作成ステップ (4 3 0 9) であって、各層、可能な場合には各層の各ブロックの情報が、位相ラップレンズ (3 5 0 8) からの情報を用いて作成される。

(1 0) システムへのデータロードステップ (4 3 1 0) であって、レンズ/ブランクがシステム内部に位置決めされる。

(1 1) レンズ/ブランクが製造システムに位置決めされるステップ (4 4 1 1) であって、システムは、レンズ整形の開始位置を選択する。

(1 2) 技師が顧客 I D を入力するステップ (4 5 1 2) であって、ソフトウェアは患者の情報と、事前選択された整形選択肢とを表示する。

(1 3) 技師が情報を確認し、開始を選択するステップ (4 5 1 3) であって、技師は、第 1 のステップにおいて、患者の身元情報を確認し、その後、処置選択肢を選択する。

(1 4) システムが、レーザ波長が正確である否かをチェックするステップ (4 6 1 4) であって、レーザ波長は元のレンズ材料に関して選択される。その後、システムのための診断ツールは、表示された波長及びシステムのリアルタイム値が一致することをチェックする。

(1 5) エネルギーが安定しているか否かをシステムがチェックするステップ (4 6 1 5) であって、レーザエネルギーが測定される。その後、システムの診断ツールが、理論的に計算されたエネルギー及びシステムのリアルタイム値が一致していることをチェックする。

(1 6) パルス幅が安定しているか否かをシステムがチェックするステップ (4 6 1 6) であって、診断ツールを使用して、システムのパルス幅が変更されていないことを内部チェックする。

(1 7) Z モジュールを集束スポットの Z 位置決めに使用するステップ (4 7 1 7) であって、Z モジュールを使用して、レンズ整形集束スポットと虹彩追跡集束スポットとの距離を変更する。患者の眼内 I O L は別様に据えられることがあり、また、患者の角膜の厚さ及び前眼房の厚さは様々であるため、Z モジュールを使用して、屈折率整形レンズの正確な位置を見つける。

(1 8) スキャナを集束スポット位置に使用するステップ (4 7 1 8) であって、スキャナは、集束スポットを正確な整形位置に位置決めする。

(1 9) A O M をエネルギー分散に使用するステップ (4 7 1 9) であって、A O M は、スキャナ位置に正確なパルス当たりのエネルギーを提供する。

(2 0) X 及び Y ステージシステムを使用して、より大きな処置エリアをサポートするステップ (4 7 2 0) であって、X 及び Y ステージを使用して、所与の対物レンズの整形エリアよりも大きなレンズを整形する。及び

(2 1) Z ステージを使用して、層間で移動できるようにするステップ (4 7 2 1) であって、Z ステージは更に、レンズの異なる層の Z 移動に使用することもできる。

(2 2) 新しいレンジジオプタを検証するステップ (4 8 2 2) であって、I O L の新しいジオプタ読み取り値が測定され、確認される。

(2 3) レンズが包装され、医師に出荷されるステップ (4 8 2 3) であって、製品は包装され出荷される。

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び/又はステップの追加/削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

P M システム概要

本発明のシステムは、ポリマー材料の内部領域の親水性を変更するシステムとして広く

10

20

30

40

50

一般化し得、上記システムは、

- (a) レーザ源と、
- (b) レーザスキャナと、
- (c) 顕微鏡対物レンズと、

を備え、

レーザ源は、パルスレーザ放射線出力を発するように構成され、

レーザスキャナは、パルスレーザ放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるように構成され、

顕微鏡対物レンズは、分散パルスレーザ放射線を受け入れ、集束レーザ放射線出力を生成するように構成されるニューメリカルアパーチャを更に備え、

集束レーザ放射線出力は、顕微鏡対物レンズによってポリマー材料 (P M) の内部領域に伝達され、

集束レーザ放射線出力は、 P M の内部領域内の親水性を変更する。

【 0 0 5 7 】

この一般的なシステムの概要は、本明細書に記載される様々な要素によって補強し、この全体的な設計説明に従って多種多様な本発明の実施形態を生成し得る。

ポリマーレンズ材料システム概要

本発明のシステムは、構築の基本主題に多種多様な変形を予期するが、

- (a) レーザ源と、
- (b) レーザスキャナと、
- (c) 顕微鏡対物レンズと、

を備え、

レーザ源は、パルスレーザ放射線出力を発するように構成され、

レーザスキャナは、パルスレーザ放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるように構成され、

顕微鏡対物レンズは、分散パルスレーザ放射線を受け入れ、集束レーザ放射線出力を生成するように構成されるニューメリカルアパーチャを更に備え、

集束レーザ放射線出力は、顕微鏡対物レンズによってポリマーレンズ材料に伝達され、

集束レーザ放射線出力は、ポリマーレンズ材料内のポリマーと相互作用して、ポリマーレンズ材料内の親水性を変更させる、レンズ形成システムとして一般化することができる。

【 0 0 5 8 】

この一般的なシステムの概要は、本明細書に記載される様々な要素によって補強し、この全体的な設計説明に従って多種多様な本発明の実施形態を生成し得る。

P M 方法概要

本発明の方法は、ポリマー材料の内部領域の親水性を変更する方法として広く一般化し得、この方法は、

- (1) レーザ源からパルスレーザ放射線出力を生成することと、
 - (2) パルスレーザ放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させることと、
 - (3) 分散パルス放射線を顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザ放射線出力を生成することと、
 - (4) 集束レーザ放射線出力をポリマー材料 (「 P M 」) の内部領域に伝達させて、 P M の内部領域内の親水性を変更することと、
- を含む。

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び / 又はステップの追加 / 削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

ポリマーレンズ材料方法概要

本発明の方法は、構築の基本主題に多種多様な変形を予期するが、

- (1) レーザ源からパルスレーザー放射線出力を生成することと、
 - (2) パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させることと、
 - (3) 分散パルス放射線を顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成することと、
 - (4) 集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内に伝達させて、ポリマーレンズ材料の内部領域内の親水性を変更することと、
- を含むレンズ形成方法として一般化することができる。

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び／又はステップの追加／削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

プロセスによるPM製品

本発明の方法は、任意のポリマー材料の親水性の変更に適用し得、プロセスによる製品は、ポリマー材料(PM)内に形成される複数の親水性変更ゾーンを更に備える合成ポリマー材料を備える変性ポリマー材料(PM)であり、複数の親水性変更ゾーンは、

- (1) レーザ源からパルスレーザー放射線出力を生成することと、
 - (2) パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させることと、
 - (3) 分散パルス放射線を顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成することと、
 - (4) 集束レーザー放射線出力をポリマー材料(PM)の内部領域に伝達させて、PMの内部領域内の親水性を変更することと、
- を含む方法を使用して作成される。

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び／又はステップの追加／削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

プロセスによるポリマーレンズ材料製品

本発明の方法は、光学レンズの形成に適用し得、プロセスによる製品は、ポリマーレンズ材料内に形成される複数の光学ゾーンを更に備える合成ポリマー材料を備える光学レンズであり、複数の光学ゾーンは、

- (1) レーザ源からパルスレーザー放射線出力を生成することと、
 - (2) パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させることと、
 - (3) 分散パルス放射線を顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成することと、
 - (4) 集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料に伝達させて、ポリマーレンズ材料内の親水性を変更することと、
- を含むレンズ形成方法を使用して作成される。

この一般的な方法は、本発明の範囲によって予期される再構成及び／又はステップの追加／削除を用いて、幾つかのファクタに応じてかなり変更し得る。本明細書に記載される例示的な好適な実施形態システムの変形との、この及び他の好適な例示的な実施形態方法との統合が、本発明の全体範囲によって予期される。

システム／方法／プロセスによる製品の変形

本発明のシステムは、構築の基本主題に多種多様な変形を予期する。これまでに提示した例は、可能な使用範囲全体を表すものではない。略無限の可能性のうちの少数の引用が意図される。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

この基本システム、方法、及びプロセスによる製品は、以下を含むが、これらに限定されない様々な補助的な実施形態を用いて補強し得る。

- ・集束レーザー放射線出力の分散が、顕微鏡対物レンズを位置決めするように構成されるX-Yステージの使用により顕微鏡対物レンズの視野サイズよりも大きくなるように構成される一実施形態。
- ・レーザー源が、メガヘルツ繰り返し率を有するレーザーパルスを発するフェムト秒レーザー源を更に備える一実施形態。
- ・パルスレーザー放射線出力が、0.17ナノジュール～500ナノジュールの範囲内のエネルギーを有する一実施形態。
- ・パルスレーザー放射線出力が、1MHz～100MHzの範囲の繰り返し率を有する一実施形態。 10
- ・パルスレーザー放射線出力が、10fs～350fsの範囲のパルス幅を有する一実施形態。
- ・集束レーザー放射線出力が、0.05μm～10μmの範囲のスポットサイズをX-Y方向において有する一実施形態。
- ・集束レーザー放射線出力が、0.01μm～200μmの範囲のスポットサイズをZ方向において有する一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料がレンズの形態に整形される一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料が水飽和する一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料が、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成する一実施形態。 20
- ・ポリマーレンズ材料が、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置される一実施形態。
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で二次元パターンで分散させるように構成される一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料が、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置される一実施形態。
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成される一実施形態。
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、パターンはポリマーレンズ材料内に凸レンズを形成する一実施形態。 30
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、パターンはポリマーレンズ材料内に両凸レンズを形成する一実施形態。
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、パターンはポリマーレンズ材料内に凹レンズを形成する一実施形態。
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、パターンはポリマーレンズ材料内に両凹レンズを形成する一実施形態。 40
- ・レーザーキャナが、集束レーザー放射線出力をポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、集束レーザー放射線は、三次元パターンに関連付けられた容積の親水性変化を生み出し、親水性変化は、三次元パターンに関連付けられた容積の対応する屈折率変化を生じさせる一実施形態。
- ・1.3よりも大きい初期屈折率を有するポリマーレンズ材料の場合、屈折率変更は負である一実施形態。
- ・屈折率変更が0.005よりも大きい一実施形態。
- ・三次元パターンが、ポリマーレンズ材料内に複数の層を備える一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料が架橋高分子共重合体を含む一実施形態。 50

- ・ポリマーレンズ材料が架橋高分子アクリルポリマーを含む一実施形態。
- ・レーザー源が、音響光学変調器（AOM）を更に備える一実施形態。
- ・レーザー源が、グレースケール音響光学変調器（AOM）を更に備える一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料が架橋高分子は、水を含む液体溶液内に予め浸漬されている一実施形態。
- ・ポリマーレンズ材料が紫外線（UV）吸収材料を含む一実施形態。

【0060】

本発明の上記説明内で教示される要素の組み合わせに基づいて、他の実施形態も可能なことを当業者は認識しよう。

一般化コンピュータ使用可能媒体

様々な代替の実施形態では、本発明は、コンピュータ化計算システムと併用されるコンピュータプログラム製品として実施し得る。本発明によって定義される機能を定義するプログラムは、任意の適切なプログラミング言語で書き、（a）非書き込み可能な記憶媒体（例えば、ROM又はCD-ROMディスク等の読み取り専用メモリ装置）に永久的に記憶された情報、（b）書き込み可能な記憶媒体（例えば、フロッピーディスク及びハードドライブ）に変更可能に記憶された情報、及び/又は（c）ローカルエリアネットワーク、電話回線網、又はインターネット等の公衆ネットワーク等の通信媒体を通してコンピュータに伝達される情報を含むが、これらに限定されない多くの形態でコンピュータに送ることができることを当業者は容易に理解しよう。本発明の方法を実施するコンピュータ可読命令を搬送する場合、そのようなコンピュータ可読媒体は、本発明の代替の実施形態を表す。

【0061】

本明細書に概して示されるように、本発明のシステムの実施形態は、コンピュータ可読コード手段が内部に具現されたコンピュータ使用可能媒体を含む様々なコンピュータ可読媒体を組み込むことができる。本明細書に記載される様々なプロセスに関連付けられたソフトウェアを、ソフトウェアがロードされアクティブ化される多種多様なコンピュータアクセス可能媒体に具現可能なことを当業者は認識しよう。ボーレガード（In re Beauregard, 35 USPQ2d 1383）（米国特許第5,710,578号明細書）に関して、本発明は、このタイプのコンピュータ可読媒体を予期し、本発明の範囲に包含する。ニューテン（In re Nuijten, 500F.3d 1346）（Fed.Cir.2007）（米国特許出願第09/211,928号明細書）に関して、本発明の範囲は、コンピュータ可読媒体に限定され、媒体は有形及び非一時的なものの方である。

結論

ポリマー材料（PM）の親水性の変更を可能にするシステム/方法を開示した。親水性の変更は、（i）PM屈折率を低減し、（ii）PM導電性を増大させ、（iii）PM重量を増大させる。本システム/方法はレーザー放射線源を組み込み、この放射線源は、PMの三次元部分内に集束レーザーパルスを生成し、PM特定のこれらの変更に変化する。本システム/方法は、材料（PLM）を含むカスタマイズされた眼内レンズの形成に適用し得、本システム/方法を使用して作成されるレンズは、患者の目の中に手術で位置決めされる。次に、移植されたレンズの屈折率を任意選択的に、レーザーパルスを用いて原位置で変更して、移植されたレンズの光学特性を変更し、したがって、光学矯正された患者の視覚を達成し得る。このシステム/方法により、患者の視覚が年齢と共に変化するにつれて、移植されたレンズの原位置での多くの変更が可能である。

【0062】

ポリマーレンズ材料の親水性の動的な原位置での変更が可能なレンズ形成システム/方法も開示されている。本システム/方法はレーザーを組み込み、このレーザーは、ポリマーレンズ材料の三次元部分内に集束パルスを生成して、ポリマーレンズ材料の親水性、ひいては屈折率を変更し、したがって、任意の構成のカスタマイズされたレンズを作成する。本システム/方法は、カスタマイズされた眼内レンズの形成に適用し得、均質なポリマーレ

ンズ材料を組み込んだ眼科用レンズ材料は、患者の目の中の手術で位置決めされる。患者の視覚は、設置された眼科用レンズを用いて解析され、次に、均質なポリマーレンズ材料がレーザーパルスを用いて原位置で照明されて、ポリマーレンズ材料の内部屈折特性を変更し、最適に矯正された患者の視覚を達成する。この例示的な用途により、患者が年を取るにつれて、眼内レンズ特性を動的に原位置で変更することが可能であり得る。

【0063】

本発明の好適な実施形態を添付図面に示し、上記詳細な説明において説明したが、本発明が開示される実施形態に限定されず、以下の特許請求の範囲によって記載され定義される本発明の趣旨から逸脱せずに、多くの再構成、変更、及び置換が可能なが理解されよう。

本発明の第1の態様によると、ポリマー材料の内部領域の親水性を変更するシステムにおいて、

- (a) レーザ源と、
- (b) レーザスキャナと、
- (c) 顕微鏡対物レンズと、

を備え、

前記レーザー源は、パルスレーザー放射線出力を発するように構成され、

前記レーザスキャナは、前記パルスレーザー放射線出力を前記顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるように構成され、

前記顕微鏡対物レンズは、前記分散パルスレーザー放射線を受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成するように構成されるニューメリカルアパーチャを更に備え、

前記集束レーザー放射線出力は、前記顕微鏡対物レンズによってポリマー材料(PM)の内部領域に伝達され、

前記集束レーザー放射線出力は、前記処理済み内部領域内のポリマーと相互作用し、前記PMの前記内部領域内の親水性を変更させる、システムを要旨とする。

本発明の第2の態様によると、ポリマー材料(PM)の内部領域の親水性を変更する方法において、

(1) レーザ源からパルスレーザー放射線出力を生成するステップと、

(2) 前記パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるステップと、

(3) 前記分散パルス放射線を前記顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成するステップと、

(4) 前記集束レーザー放射線出力をポリマー材料(PM)の内部領域に伝達させて、前記PMの前記内部領域内の親水性を変更するステップと、

を備える、方法を要旨とする。

本発明の第3の態様によると、合成ポリマー材料を備える変性ポリマー材料(PM)において、前記ポリマー材料(PM)内に形成される複数の変性親水性ゾーンを更に備え、前記複数の変性親水性ゾーンは、

(1) レーザ源からパルスレーザー放射線出力を生成するステップと、

(2) 前記パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるステップと、

(3) 前記分散パルス放射線を前記顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成するステップと、

(4) 前記集束レーザー放射線出力を前記PMの内部領域に伝達させて、前記PMの前記内部領域内の親水性を変更するステップと、

を備える方法を使用して作成される、変性ポリマー材料を要旨とする。

本発明の第4の態様によると、レンズ形成システムにおいて、

(a) レーザ源と、

(b) レーザスキャナと、

(c) 顕微鏡対物レンズと、

10

20

30

40

50

を備え、

前記レーザー源は、パルスレーザー放射線出力を発するように構成され、

前記レーザスキャナは、前記パルスレーザー放射線出力を前記顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるように構成され、

前記顕微鏡対物レンズは、前記分散パルスレーザー放射線を受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成するように構成されるニューメリカルアパーチャを更に備え、

前記集束レーザー放射線出力は、前記顕微鏡対物レンズによってポリマーレンズ材料に伝達され、

前記集束レーザー放射線出力は、前記処理済み内部領域内のポリマーと相互作用し、前記 P M の前記内部領域内の親水性を変更させる、システムを要旨とする。

本発明の第 5 の態様は、第 4 の態様において、前記集束レーザー放射線出力の前記分散は、前記顕微鏡対物レンズを前記材料内のシーケンスエリアに位置決めするように構成される X - Y ステージの使用により、前記顕微鏡対物レンズの視野サイズよりも大きくなるように構成されることを要旨とする。

本発明の第 6 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザー源は、メガヘルツ繰り返し率を有するフェムト秒レーザー源放射レーザーパルスを更に備えることを要旨とする。

本発明の第 7 の態様は、第 4 の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、0 . 1 7 ナノジュール ~ 5 0 0 ナノジュールの範囲内のエネルギーを有することを要旨とする。

本発明の第 8 の態様は、第 4 の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、1 M H z ~ 1 0 0 M H z の範囲の繰り返し率を有することを要旨とする。

本発明の第 9 の態様は、第 4 の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、1 0 f s ~ 3 5 0 f s の範囲のパルス幅を有することを要旨とする。

本発明の第 1 0 の態様は、第 4 の態様において、前記集束レーザー放射線出力は、1 μ m ~ 7 μ m の範囲のスポットサイズを前記 X - Y 方向において有することを要旨とする。

本発明の第 1 1 の態様は、第 4 の態様において、前記集束レーザー放射線出力は、0 . 0 5 μ m ~ 1 0 μ m の範囲のスポットサイズを Z 方向において有することを要旨とする。

本発明の第 1 2 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料はレンズの形態の形状を有することを要旨とする。

本発明の第 1 3 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は水飽和することを要旨とする。

本発明の第 1 4 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第 1 5 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第 1 6 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザスキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で二次元パターンで分散させるように構成されることを要旨とする。

本発明の第 1 7 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザスキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成されることを要旨とする。

本発明の第 1 8 の態様は、第 1 7 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第 1 9 の態様は、第 1 7 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第 2 0 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザスキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に凸レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第 2 1 の態様は、第 2 0 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用

10

20

30

40

50

レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第 2 2 の態様は、第 2 0 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第 2 3 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に両凸レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第 2 4 の態様は、第 2 3 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第 2 5 の態様は、第 2 3 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

10

本発明の第 2 6 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に凹レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第 2 7 の態様は、第 2 6 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第 2 8 の態様は、第 2 6 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

20

本発明の第 2 9 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に両凹レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第 3 0 の態様は、第 2 9 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第 3 1 の態様は、第 2 9 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第 3 2 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記集束レーザー放射線は、前記三次元パターンに関連付けられた容積の親水性変化を生み出し、前記親水性変化は、前記三次元パターンに関連付けられた前記容積の対応する屈折率変化を生じさせることを要旨とする。

30

本発明の第 3 3 の態様は、第 3 2 の態様において、前記親水性変化は、1.3 よりも大きい初期屈折率を有する前記ポリマーレンズ材料内に負の屈折率変化を生じさせることを要旨とする。

本発明の第 3 4 の態様は、第 3 2 の態様において、前記屈折率変化は 0.01 よりも大きいことを要旨とする。

本発明の第 3 5 の態様は、第 3 1 の態様において、前記三次元パターンは、前記ポリマーレンズ材料内に複数の層を備えることを要旨とする。

40

本発明の第 3 6 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は架橋高分子共重合体を含むことを要旨とする。

本発明の第 3 7 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は架橋高分子アクリルポリマーを含むことを要旨とする。

本発明の第 3 8 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザー源は、音響光学変調器 (AOM) を更に備えることを要旨とする。

本発明の第 3 9 の態様は、第 4 の態様において、前記レーザー源は、グレースケール音響光学変調器 (AOM) を更に備えることを要旨とする。

本発明の第 4 0 の態様は、第 4 の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、水を含む液体溶液内に予め浸漬されていることを要旨とする。

50

本発明の第41の態様は、第4の態様において、前記ポリマーレンズ材料は紫外線（UV）吸収材料を含むことを要旨とする。

第42の態様によると、レンズ形成方法において、

（1）レーザー源からパルスレーザー放射線出力を生成するステップと、

（2）前記パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズの入力エリアにわたって分散させるステップと、

（3）前記分散パルス放射線を前記顕微鏡対物レンズ内のニューメリカルアパーチャに受け入れ、集束レーザー放射線出力を生成するステップと、

（4）前記集束レーザー放射線出力をポリマー材料内に伝達させて、前記ポリマーレンズ材料内の親水性を変更するステップと、

を備える、方法を要旨とする。

10

本発明の第43の態様は、第42の態様において、前記集束レーザー放射線出力の前記分散は、前記顕微鏡対物レンズを位置決めするように構成されるX-Yステージの使用により、前記顕微鏡対物レンズの視野サイズよりも大きくなるように構成されることを要旨とする。

本発明の第44の態様は、第42の態様において、前記レーザー源は、メガヘルツ繰り返し率でレーザーパルスを発するフェムト秒レーザー源を更に含むことを要旨とする。

本発明の第45の態様は、第42の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、1ナノジュール～500ナノジュールの範囲内のエネルギーを有することを要旨とする。

本発明の第46の態様は、第42の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、1MHz～100MHzの範囲の繰り返し率を有することを要旨とする。

20

本発明の第47の態様は、第42の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、10fs～350fsの範囲のパルス幅を有することを要旨とする。

本発明の第48の態様は、第42の態様において、前記集束レーザー放射線出力は、0.5μm～10μmの範囲のスポットサイズを前記X-Y方向において有することを要旨とする。

本発明の第49の態様は、第42の態様において、前記集束レーザー放射線出力は、0.1μm～200μmの範囲のスポットサイズをZ方向において有することを要旨とする。

本発明の第50の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料はレンズの形態の形状を有することを要旨とする。

30

本発明の第51の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は水飽和することを要旨とする。

本発明の第52の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第53の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第54の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で二次元パターンで分散させるように構成されることを要旨とする。

40

本発明の第55の態様は、第54の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第56の態様は、第54の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第57の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成されることを要旨とする。

本発明の第58の態様は、第57の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

50

本発明の第59の態様は、第57の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第60の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に凸レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第61の態様は、第60の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第62の態様は、第60の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

10

本発明の第63の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に両凸レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第64の態様は、第63の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第65の態様は、第63の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

20

本発明の第66の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に凹レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第67の態様は、第66の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第68の態様は、第66の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第69の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に両凹レンズを形成することを要旨とする。

30

本発明の第70の態様は、第69の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第71の態様は、第69の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第72の態様は、第42の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記集束レーザー放射線出力は、前記処理済み内部領域内のポリマーと相互作用し、前記PMの前記内部領域内の親水性を変化させ、前記親水性変化は、前記三次元パターンに関連付けられた前記容積の対応する屈折率変化を生じさせることを要旨とする。

40

本発明の第73の態様は、第72の態様において、前記親水性変化は、1.3よりも大きい初期屈折率を有する前記ポリマーレンズ材料内に負の屈折率変化を生じさせることを要旨とする。

本発明の第74の態様は、第72の態様において、前記屈折率変化は0.01よりも大きいことを要旨とする。

本発明の第75の態様は、第72の態様において、前記三次元パターンに関連付けられた前記容積は、10 μ m~100 μ mの範囲であることを要旨とする。

本発明の第76の態様は、第72の態様において、前記三次元パターンは、前記ポリマ

50

ーレンズ材料内に複数の層を備えることを要旨とする。

本発明の第77の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は架橋高分子共重合体を含むことを要旨とする。

本発明の第78の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は架橋高分子アクリルポリマーを含むことを要旨とする。

本発明の第79の態様は、第42の態様において、前記レーザー源は、音響光学変調器(AOM)を更に備えることを要旨とする。

本発明の第80の態様は、第42の態様において、前記レーザー源は、グレースケール音響光学変調器(AOM)を更に備えることを要旨とする。

本発明の第81の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、水を含む液体溶液内に予め浸漬されていることを要旨とする。

本発明の第82の態様は、第42の態様において、前記ポリマーレンズ材料は紫外線(UV)吸収材料を含むことを要旨とする。

本発明の第83の態様は、材料内に形成される複数の光学ゾーンを更に備える合成ポリマー材料を備える光学レンズにおいて、前記複数の光学ゾーンは、

(1) レーザ源からパルスレーザー放射線出力を生成するステップと、

(2) 前記パルスレーザー放射線出力を顕微鏡対物レンズ上のニューメリカルアパーチャに伝達して、集束レーザー放射線出力を生成するステップと、

(3) 前記ポリマーレンズ材料内の前記集束レーザー放射線出力を分散させて、前記光学ゾーンの親水性を変更することにより、前記ポリマーレンズ材料内の前記集束レーザー放射線出力内の屈折率を変更するステップと、

を備えるレンズ形成方法を使用して製作される、光学レンズを要旨とする。

本発明の第84の態様は、第83の態様において、前記集束レーザー放射線出力の前記分散は、前記顕微鏡対物レンズを位置決めするように構成されるX-Yステージの使用により、前記顕微鏡対物レンズの視野サイズよりも大きくなるように構成されることを要旨とする。

本発明の第85の態様は、第83の態様において、前記レーザー源は、メガヘルツ繰り返し率でレーザーパルスを発するフェムト秒レーザー源を更に含むことを要旨とする。

本発明の第86の態様は、第83の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、0.17ナノジュール~500ナノジュールの範囲内のエネルギーを有することを要旨とする。

本発明の第87の態様は、第83の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、1MHz~100MHzの範囲の繰り返し率を有することを要旨とする。

本発明の第88の態様は、第83の態様において、前記パルスレーザー放射線出力は、10fs~350fsの範囲のパルス幅を有することを要旨とする。

本発明の第89の態様は、第83の態様において、前記集束レーザー放射線出力は、0.1 μ m~10 μ mの範囲のスポットサイズを前記X-Y方向において有することを要旨とする。

本発明の第90の態様は、第83の態様において、前記集束レーザー放射線出力は、0.05 μ m~200 μ mの範囲のスポットサイズをZ方向において有することを要旨とする。

本発明の第91の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料はレンズの形態の形状を有することを要旨とする。

本発明の第92の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は水飽和することを要旨とする。

本発明の第93の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第94の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

10

20

30

40

50

本発明の第95の態様は、第83の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で二次元パターンで分散させるように構成されることを要旨とする。

本発明の第96の態様は、第95の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第97の態様は、第95の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第98の態様は、第83の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成されることを要旨とする。

10

本発明の第99の態様は、第98の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第100の態様は、第98の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第101の態様は、第83の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に凸レンズを形成することを要旨とする。

20

本発明の第102の態様は、第101の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第103の態様は、第101の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第104の態様は、第83の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に両凸レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第105の態様は、第104の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

30

本発明の第106の態様は、第104の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第107の態様は、第83の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に凹レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第108の態様は、第107の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

40

本発明の第109の態様は、第107の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第110の態様は、第83の態様において、前記レーザーキャナは、前記集束レーザー放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記パターンは前記ポリマーレンズ材料内に両凹レンズを形成することを要旨とする。

本発明の第111の態様は、第110の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成することを要旨とする。

本発明の第112の態様は、第110の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、眼

50

科用レンズ材料内に含まれる眼内レンズを構成し、前記眼科用レンズ材料は患者の目の中に配置されることを要旨とする。

本発明の第113の態様は、第83の態様において、前記レーザスキャナは、前記集束レーザ放射線出力を前記ポリマーレンズ材料内で三次元パターンで分散させるように構成され、前記集束レーザ放射線は、前記三次元パターンに関連付けられた容積の親水性変化を生み出し、前記親水性変化は、前記三次元パターンに関連付けられた前記容積の対応する屈折率変化を生じさせることを要旨とする。

本発明の第114の態様は、第113の態様において、前記親水性変化は、1.3よりも大きい初期屈折率を有する前記ポリマーレンズ材料内に負の屈折率変化を生じさせることを要旨とする。

10

本発明の第115の態様は、第113の態様において、前記屈折率変化は0.01よりも大きいことを要旨とする。

本発明の第116の態様は、第113の態様において、前記三次元パターンに関連付けられた前記容積は、10 μ m~100 μ mの範囲であることを要旨とする。

本発明の第117の態様は、第113の態様において、前記三次元パターンは、前記ポリマーレンズ材料内に複数の層を備えることを要旨とする。

本発明の第118の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は架橋高分子共重合体を含むことを要旨とする。

本発明の第119の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は架橋高分子アクリルポリマーを含むことを要旨とする。

20

本発明の第120の態様は、第83の態様において、前記レーザ源は、音響光学変調器(AOM)を更に備えることを要旨とする。

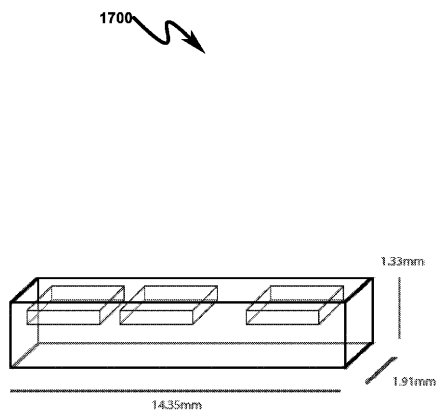
本発明の第121の態様は、第83の態様において、前記レーザ源は、グレースケール音響光学変調器(AOM)を更に備えることを要旨とする。

本発明の第122の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は、水を含む液体溶液内に予め浸漬されていることを要旨とする。

本発明の第123の態様は、第83の態様において、前記ポリマーレンズ材料は紫外線(UV)吸収材料を含むことを要旨とする。

【 17 】

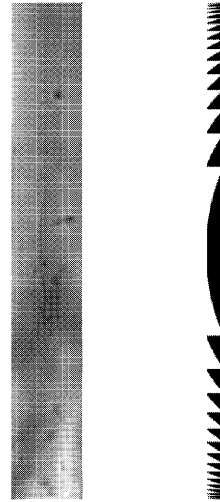
FIG. 17



【 25 】

FIG. 25

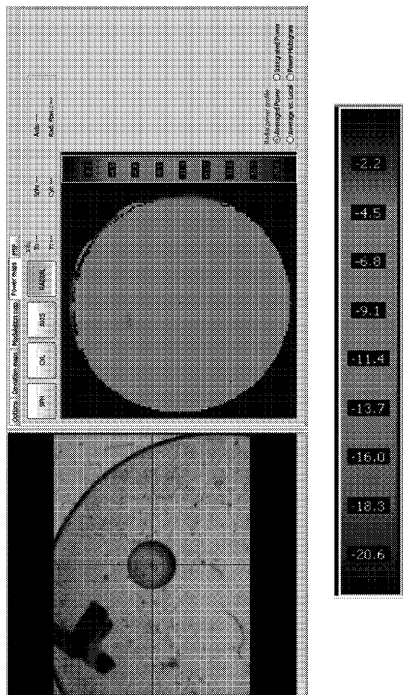
2500



【 26 】

FIG. 26

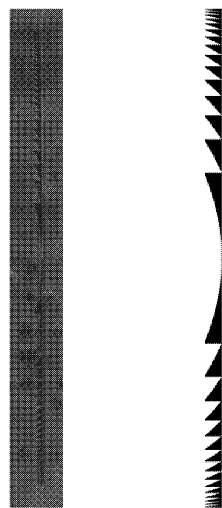
2600



【 27 】

FIG. 27

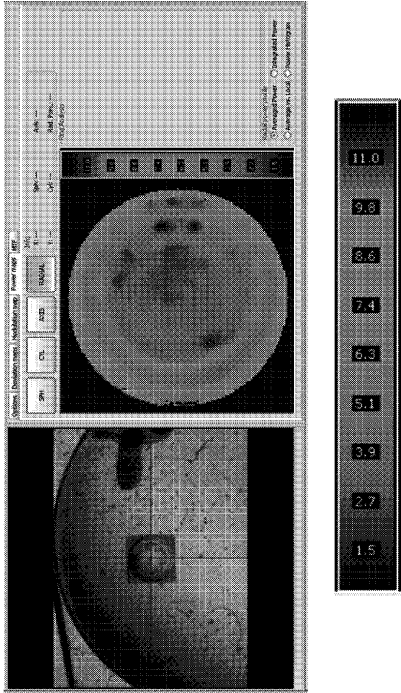
2700



【 28 】

FIG. 28

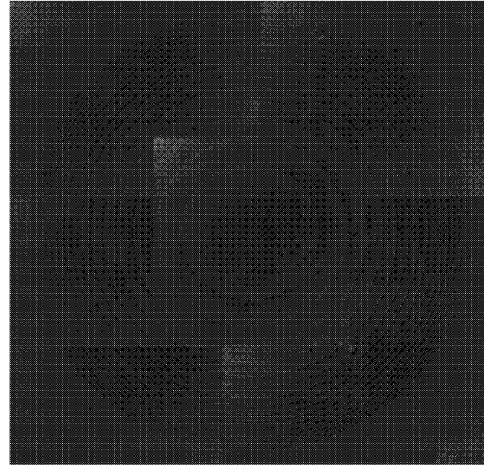
2800



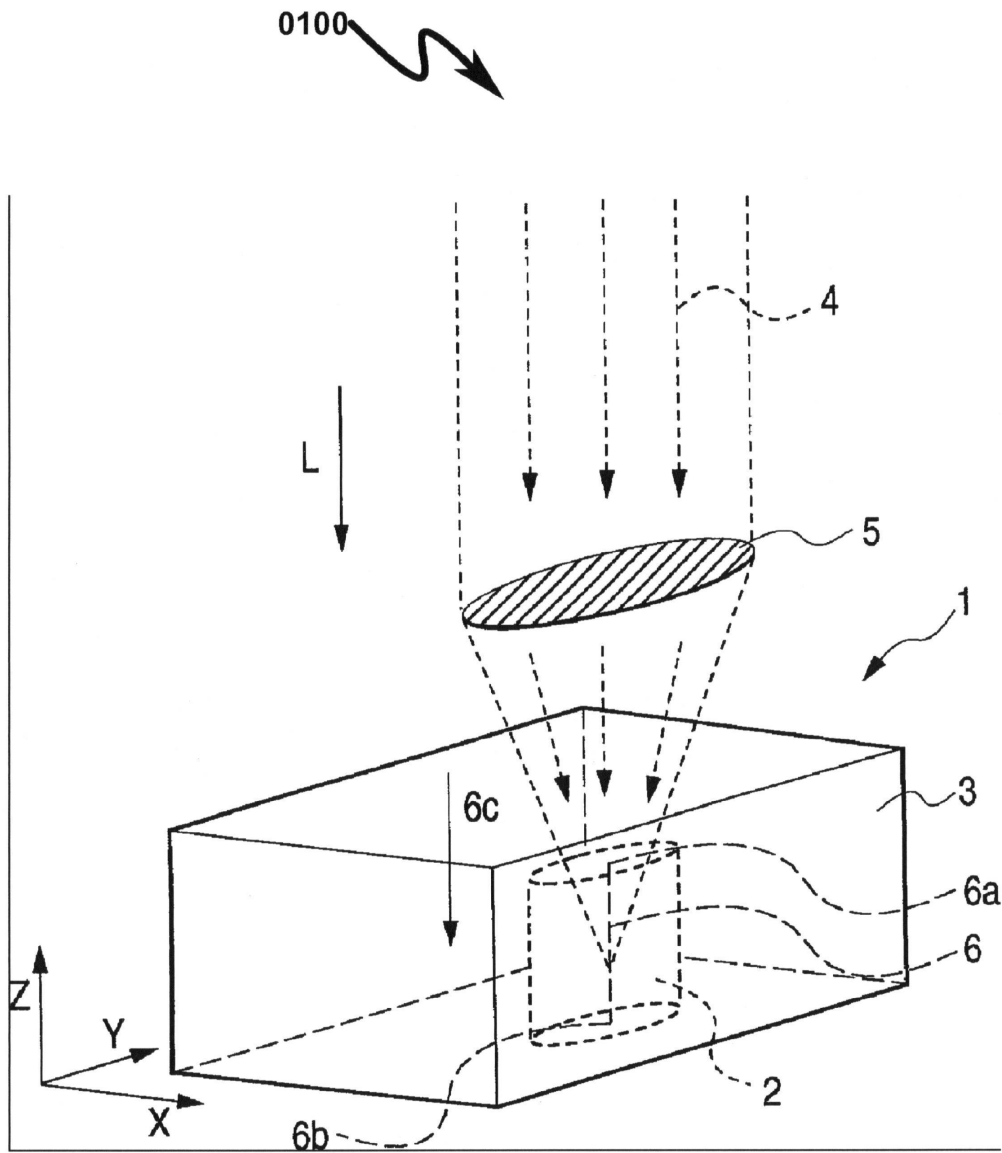
【 29 】

FIG. 29

2900



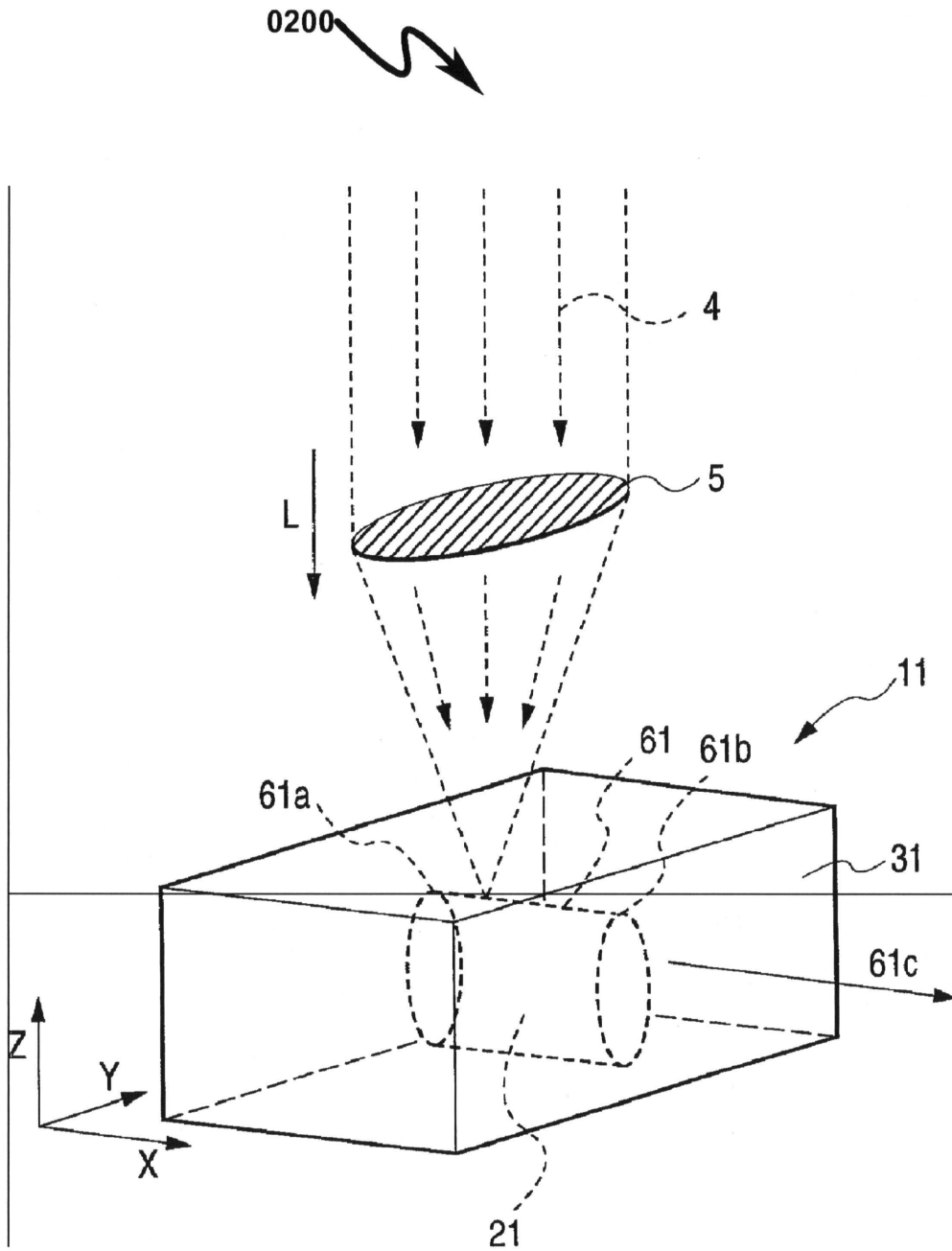
【図1】



従来技術

米国特許出願公開第2002/0117624

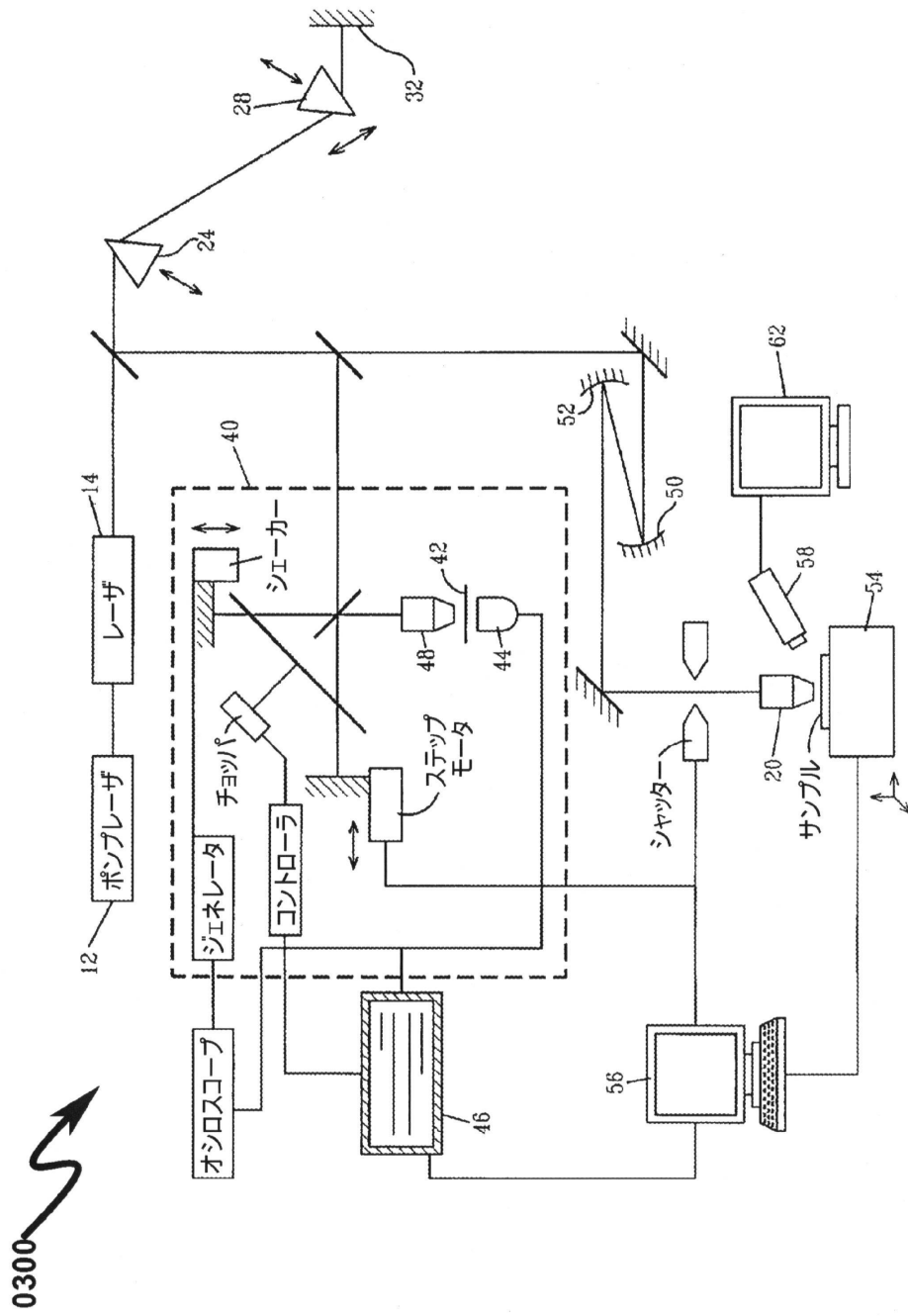
【 図 2 】



従来技術

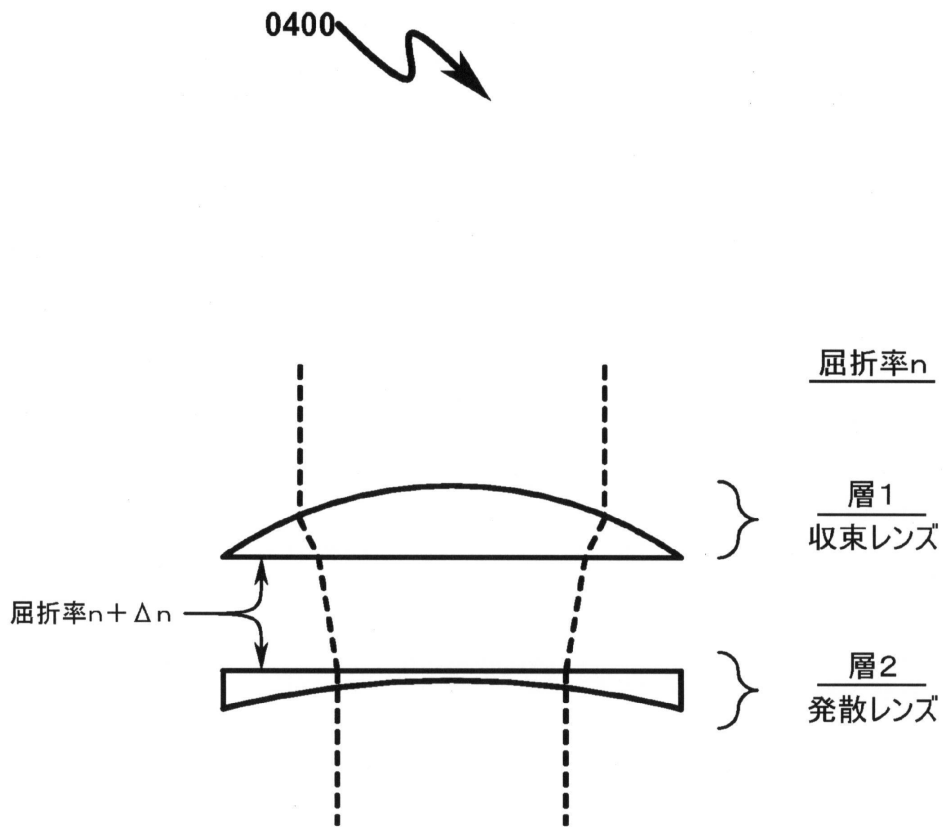
米国特許出願公開第2002/0117624

【 図 3 】



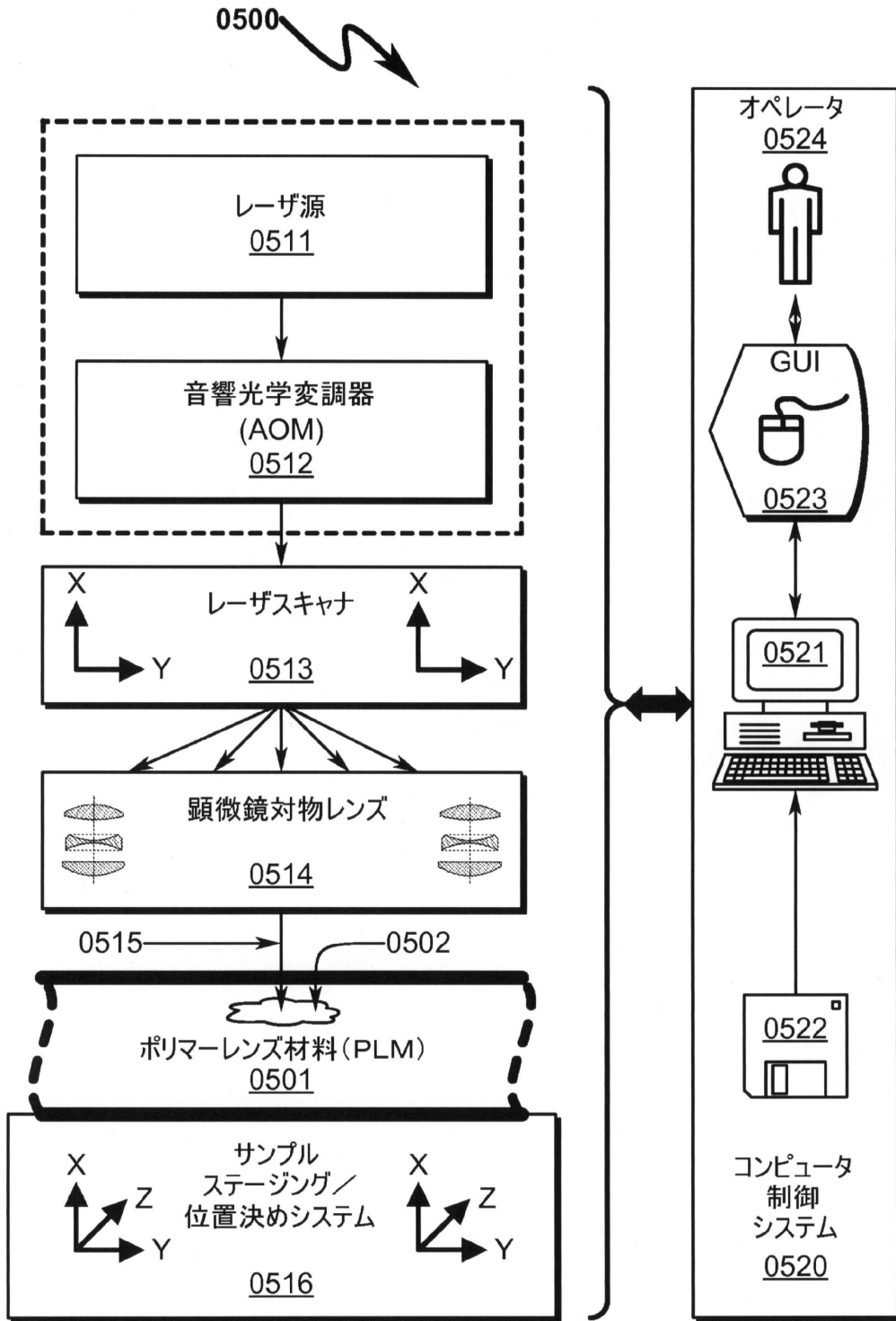
従来技術
 米国特許出願公開第2008/0001320

【図4】

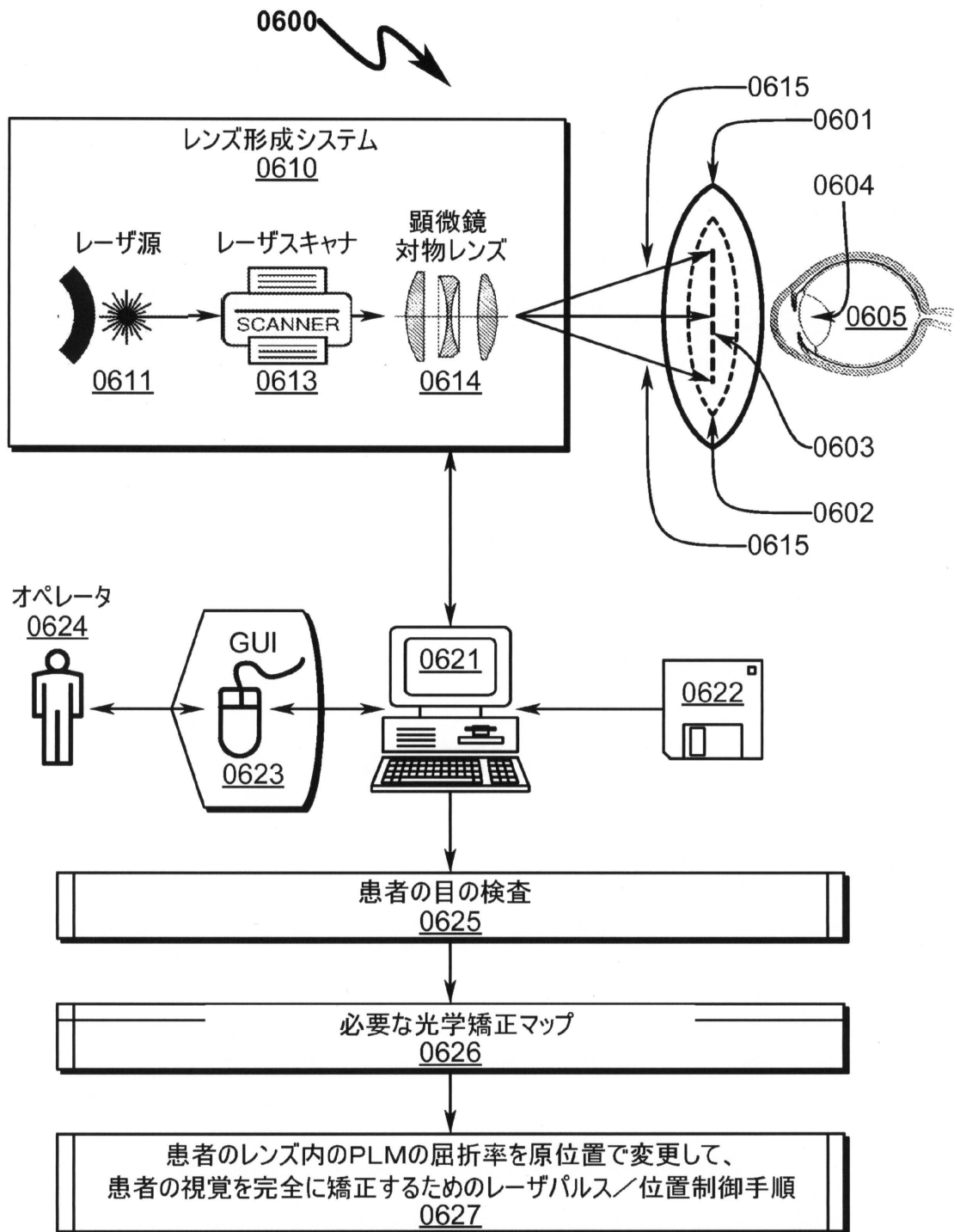


従来技術
米国特許出願公開第2008/0001320

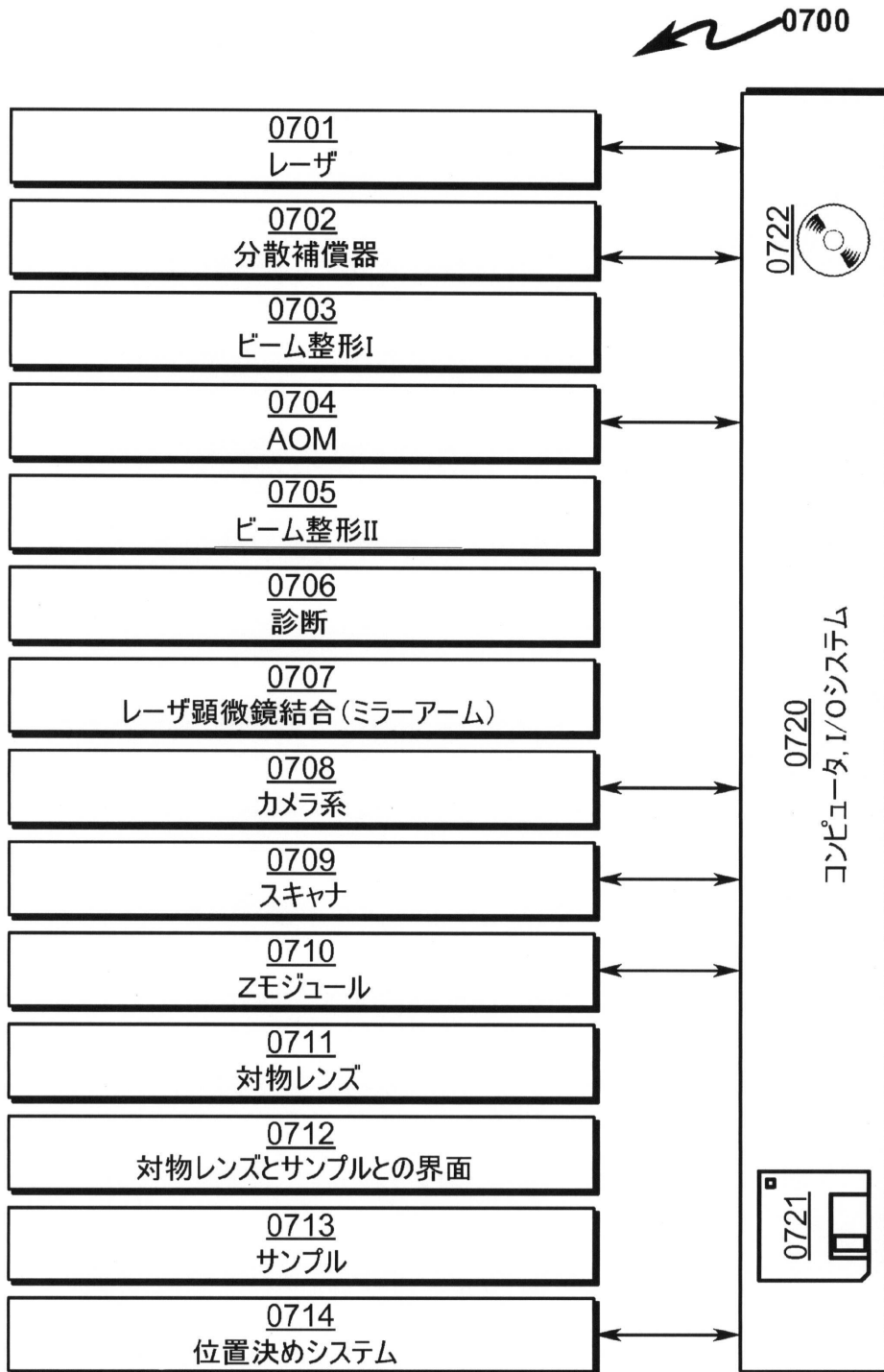
【図5】



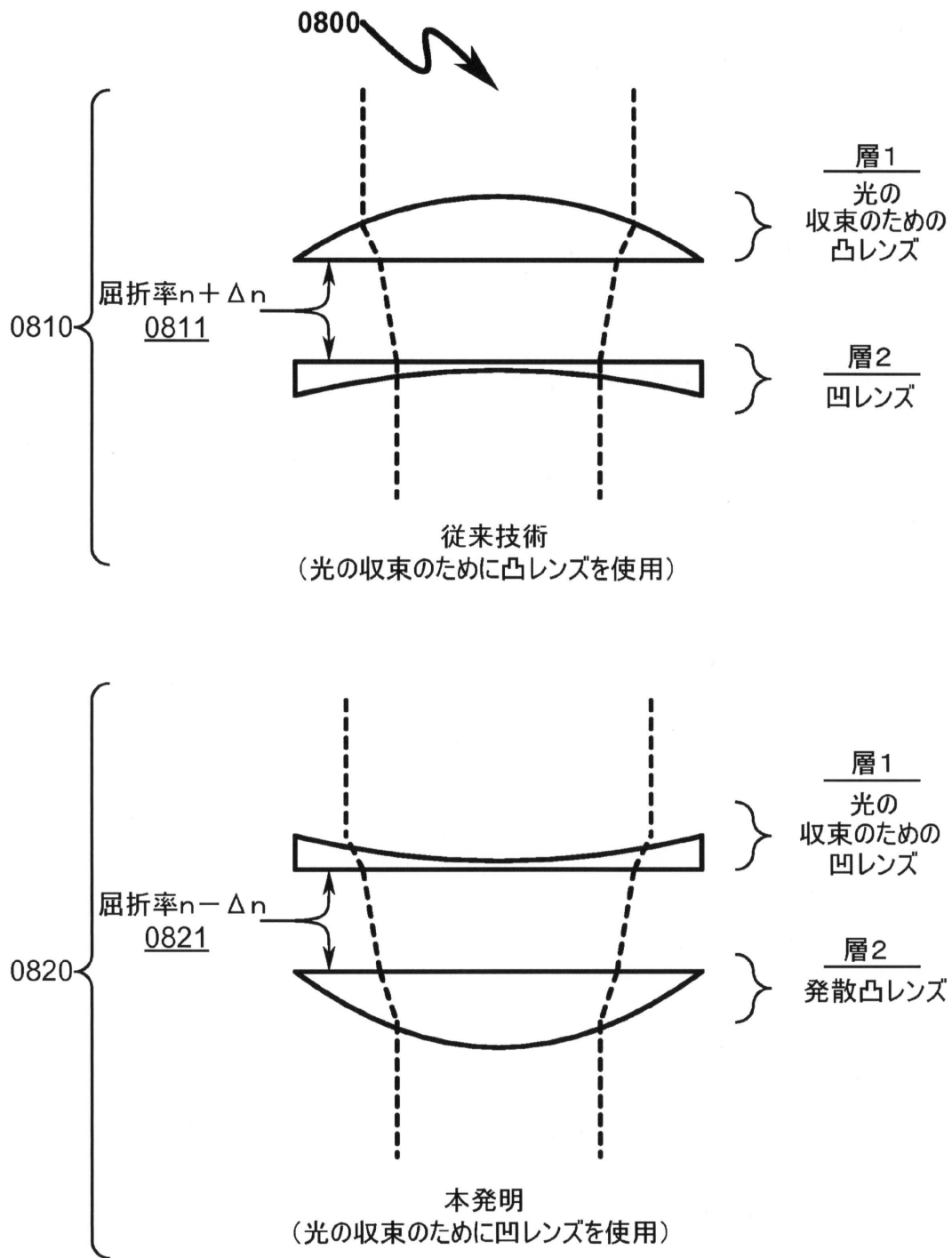
【図6】



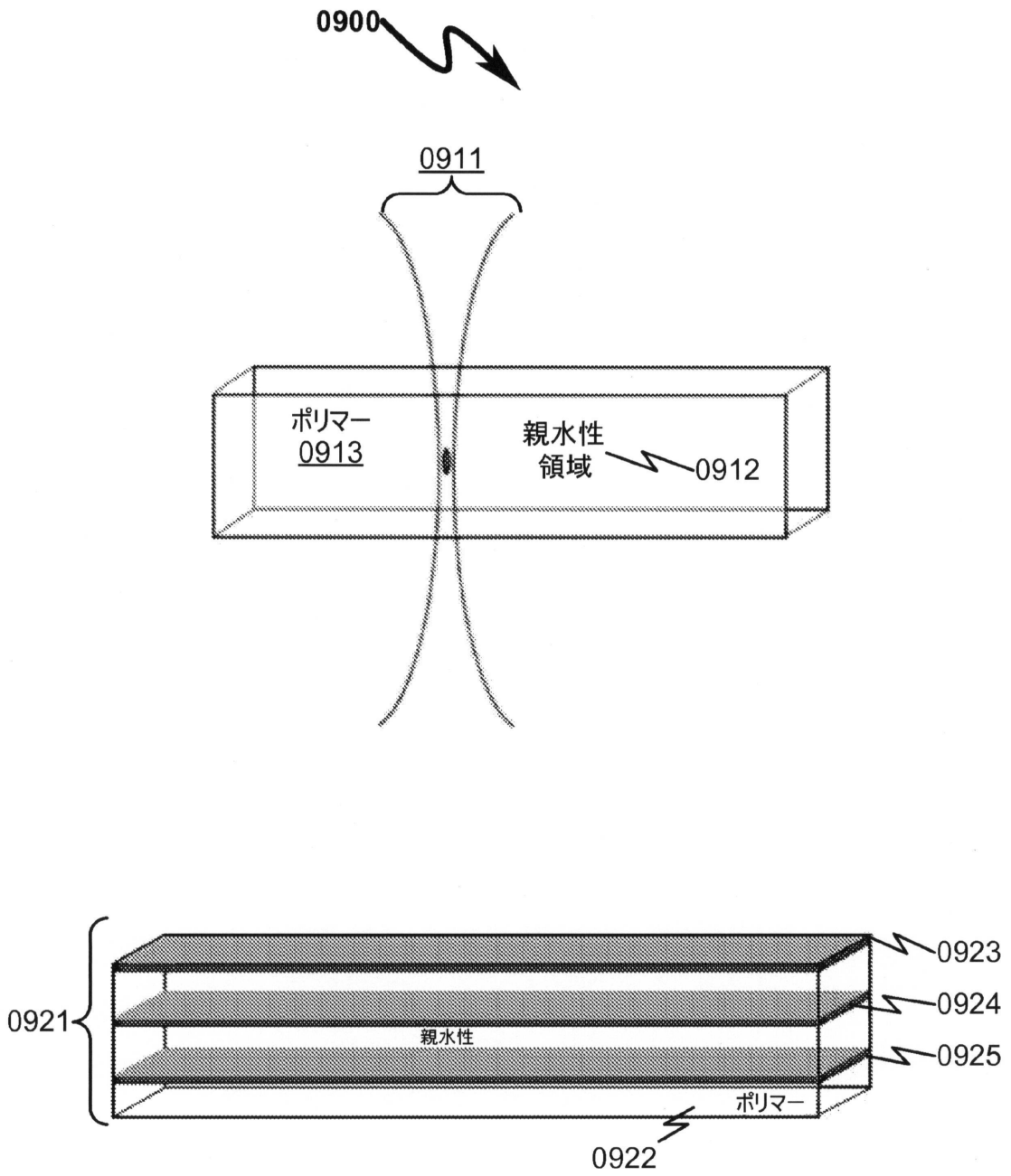
【図7】



【図8】

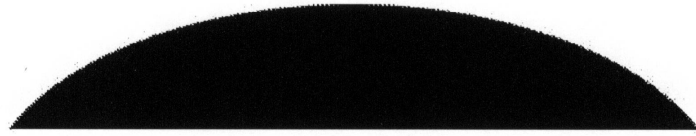


【図9】

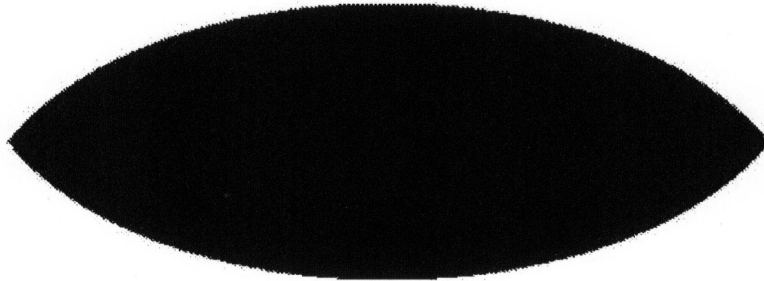


【図10】

1000 



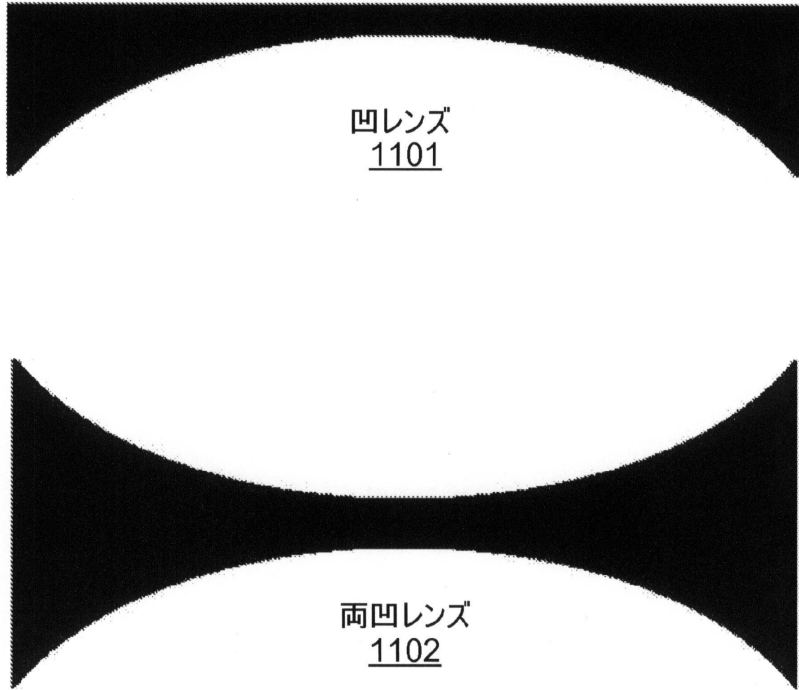
凸レンズ
1001



両凸レンズ
1002

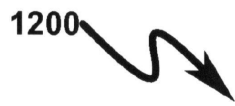
【図11】

1100 



【図12】

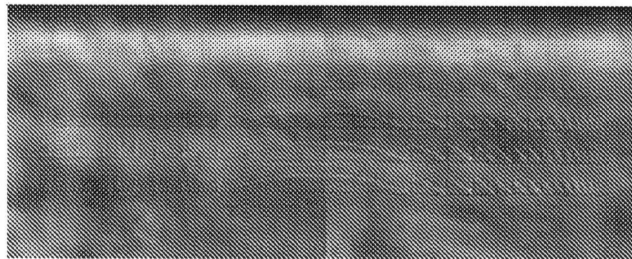
1200



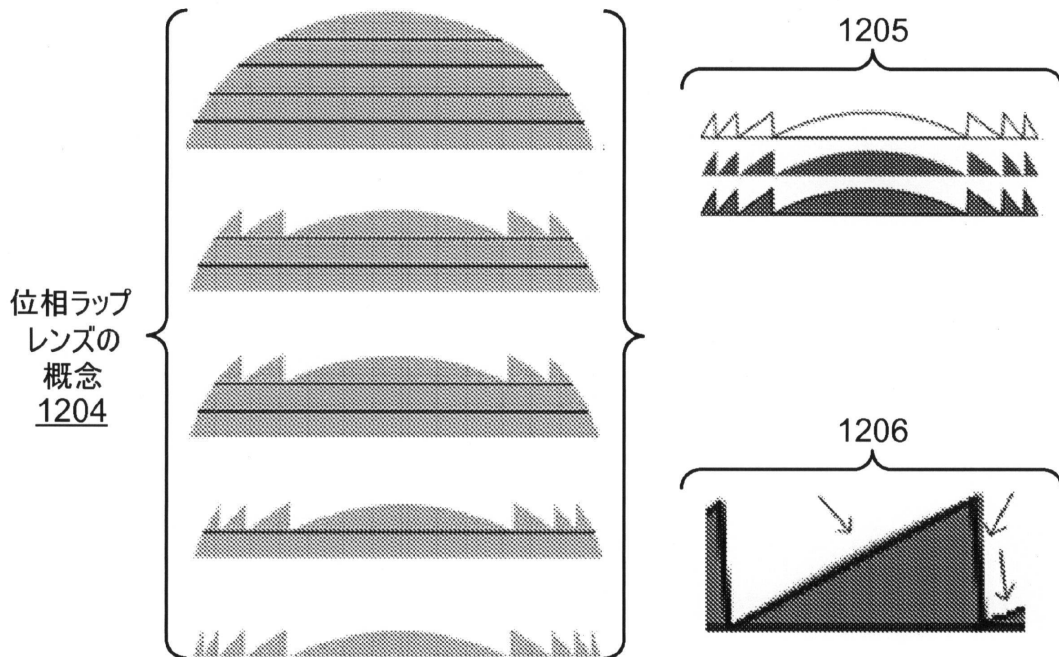
位相ラップ凸レンズ
1201



位相ラップ凹レンズ
1202

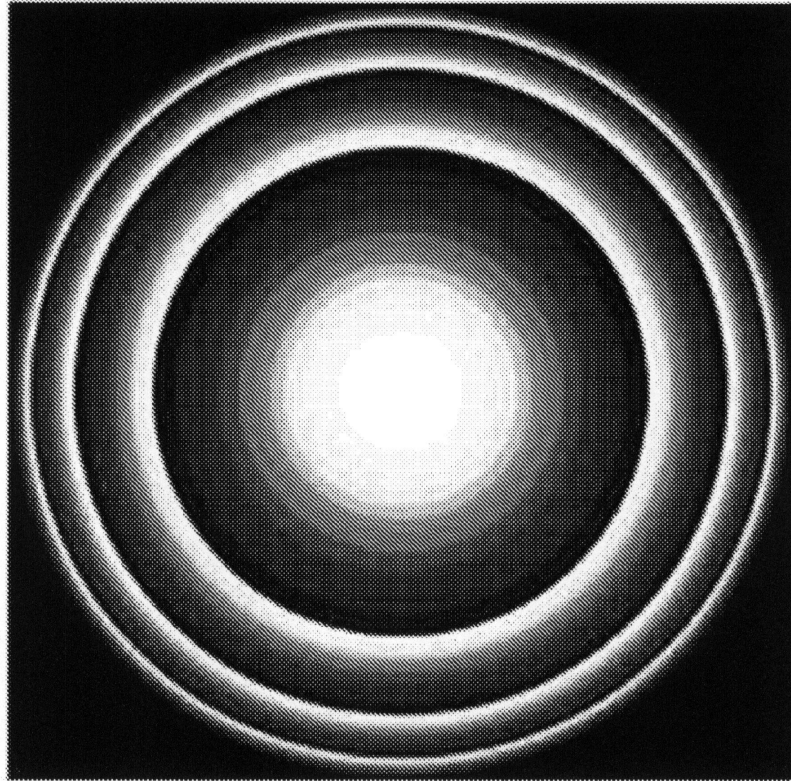


位相ラップレンズスタック例
1203



【図13】

1300

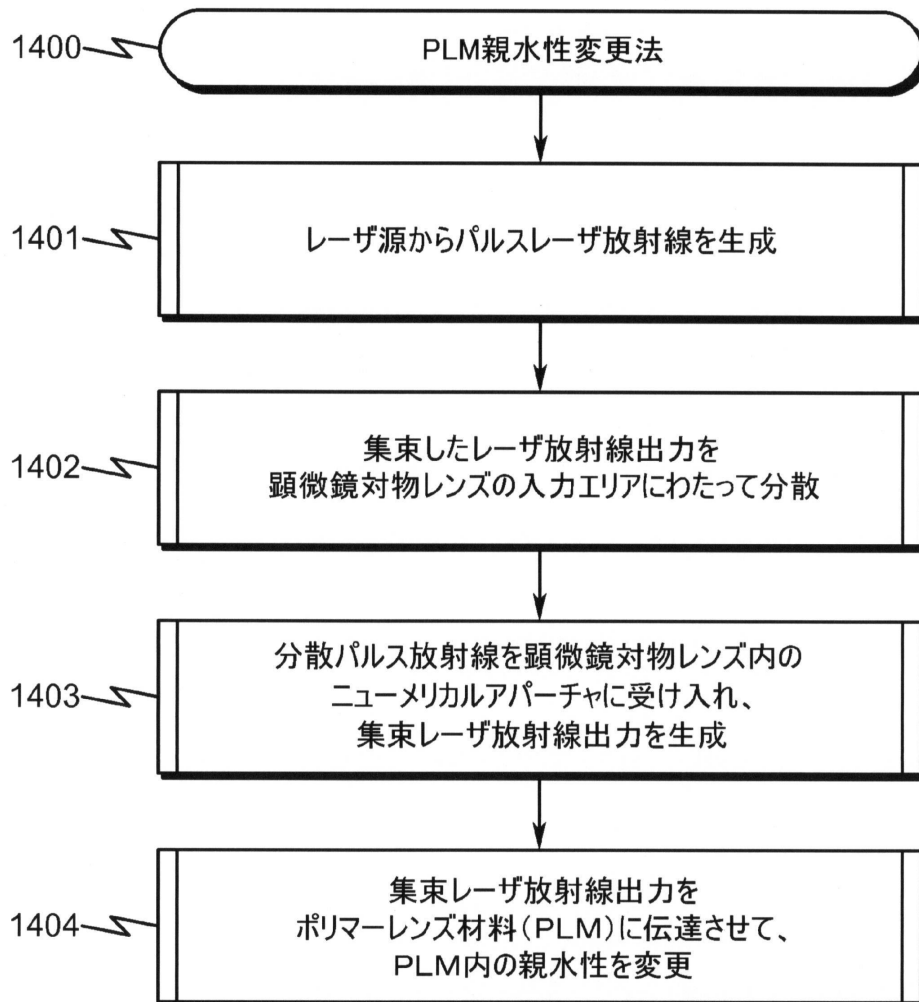


屈折率勾配レンズ
1301

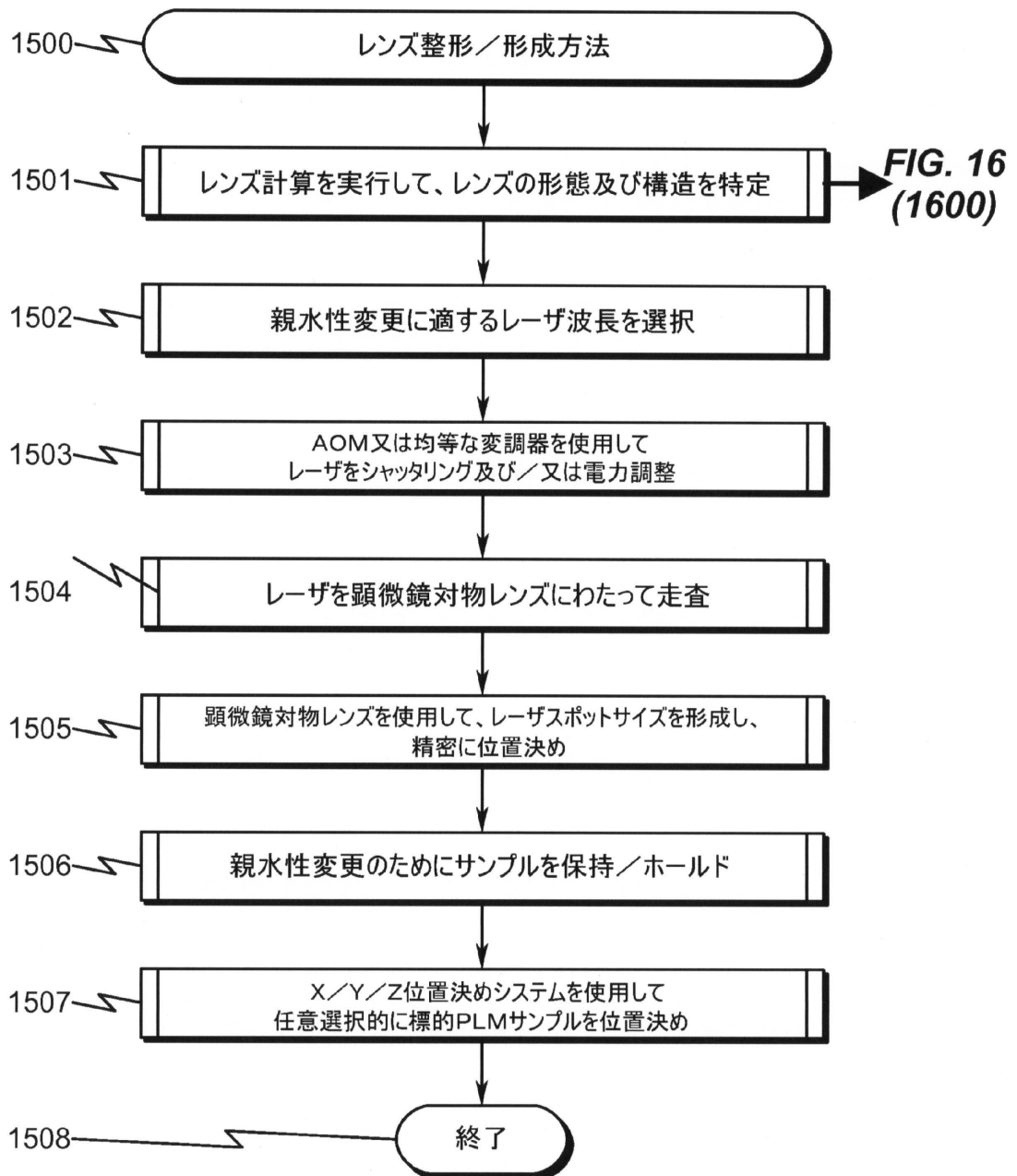


屈折率勾配レンズ(側面図)
1302

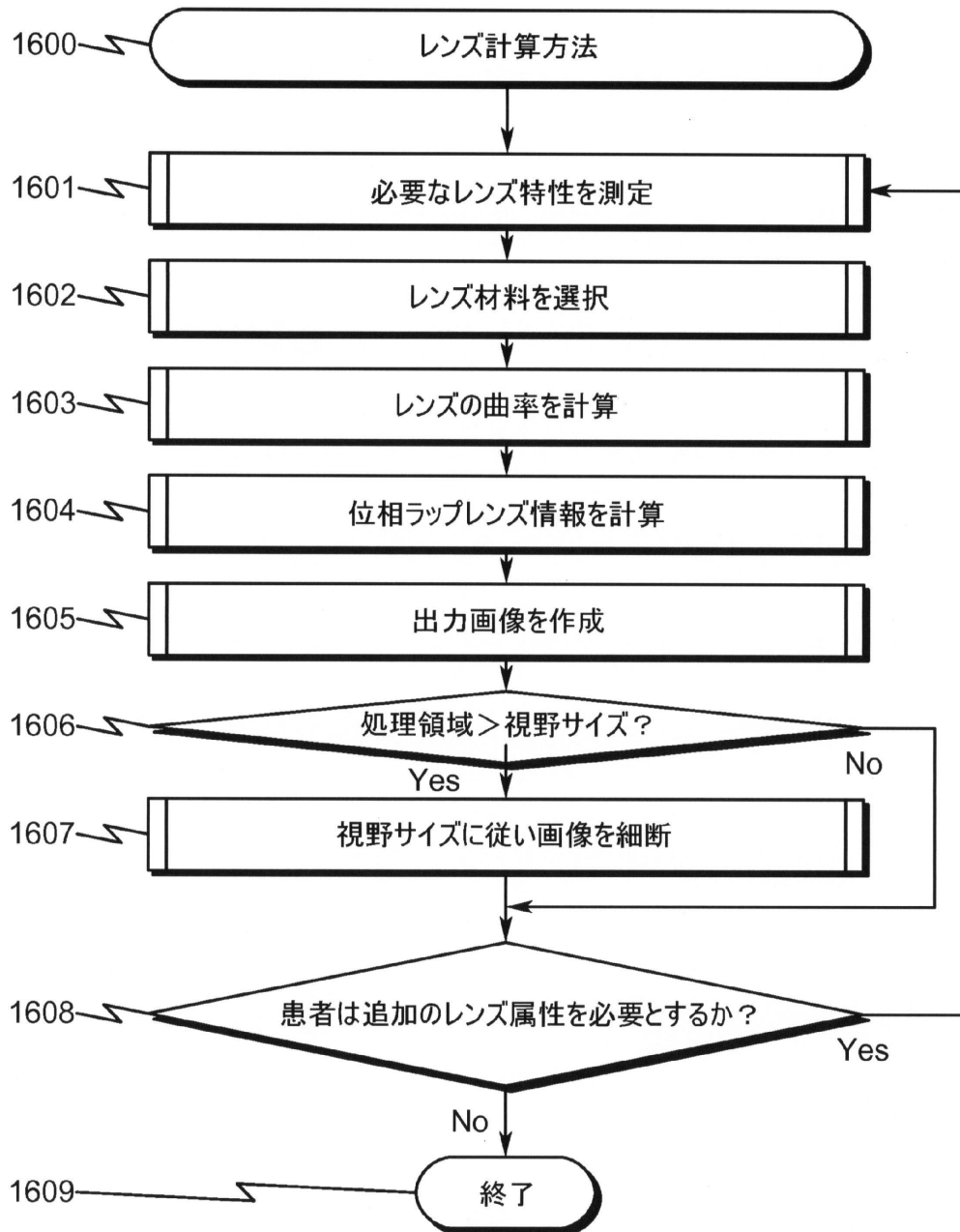
【図14】



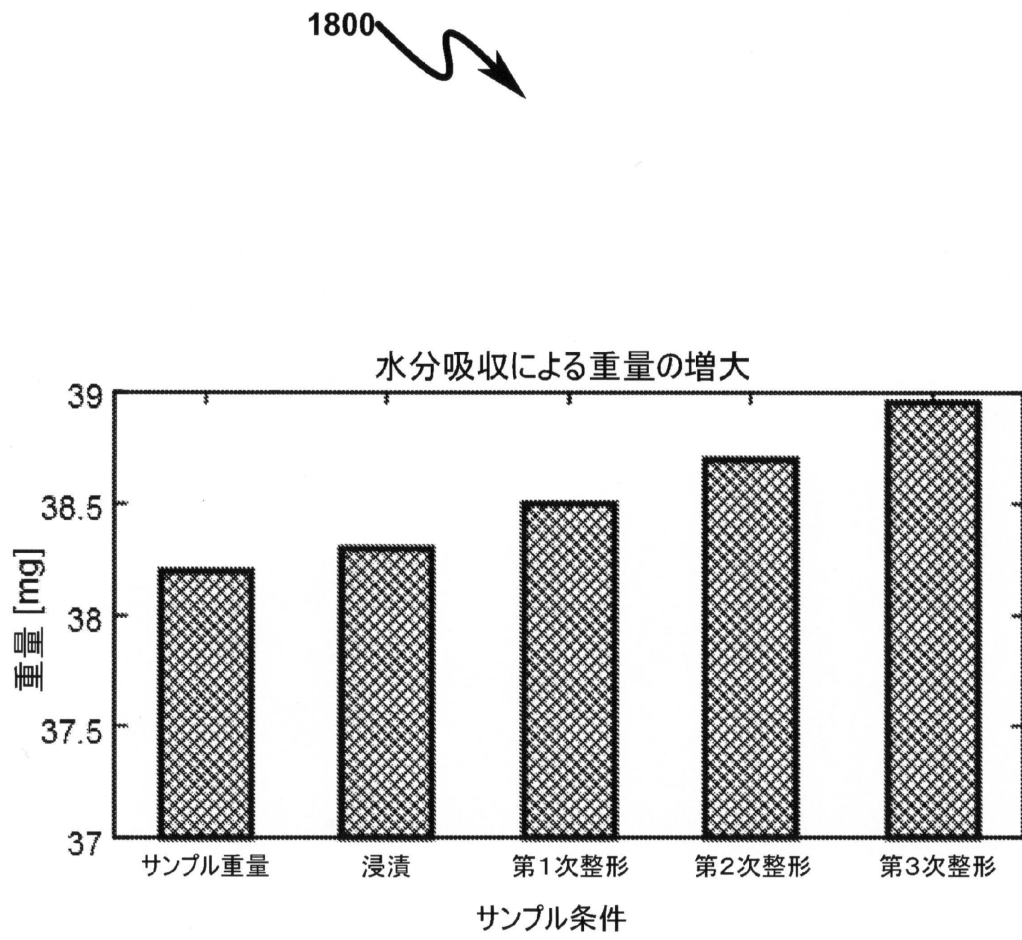
【図15】



【図16】

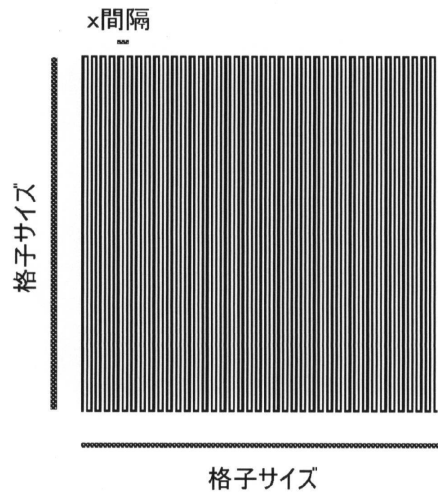



【図18】



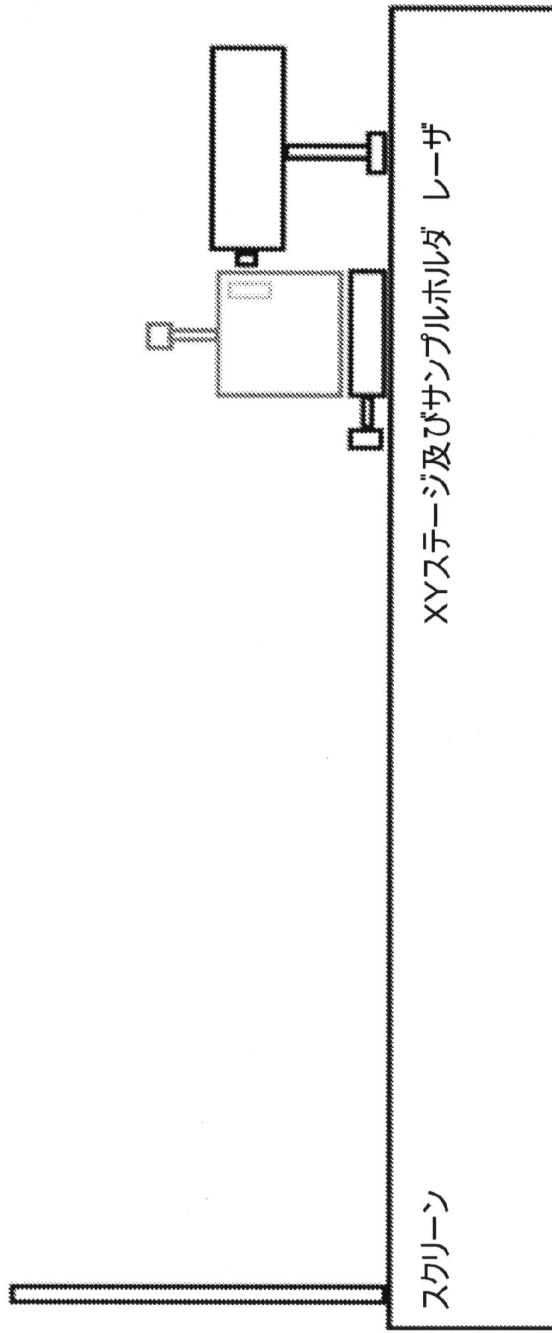
【図19】

1900

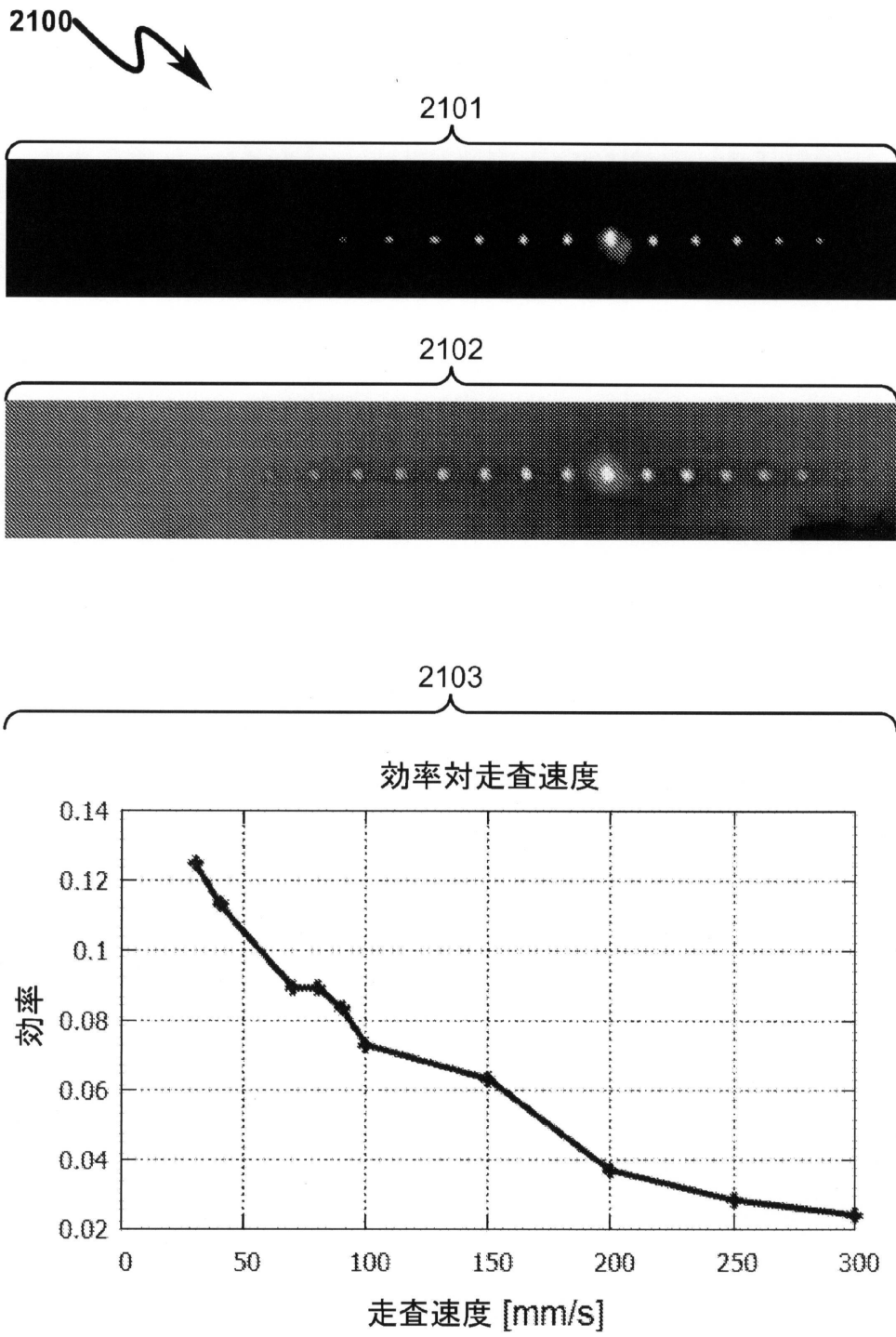


【図20】

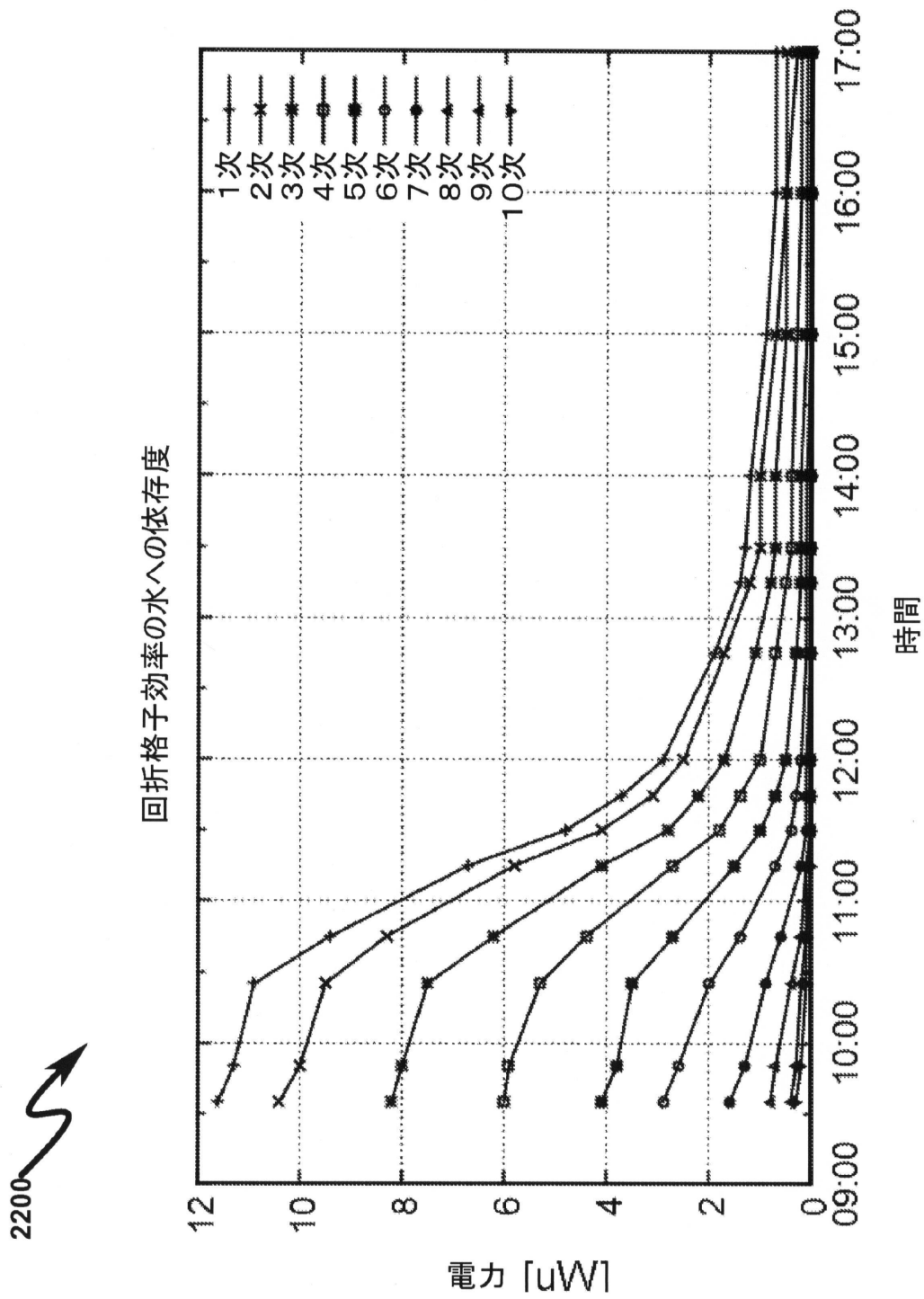
2000 ↗



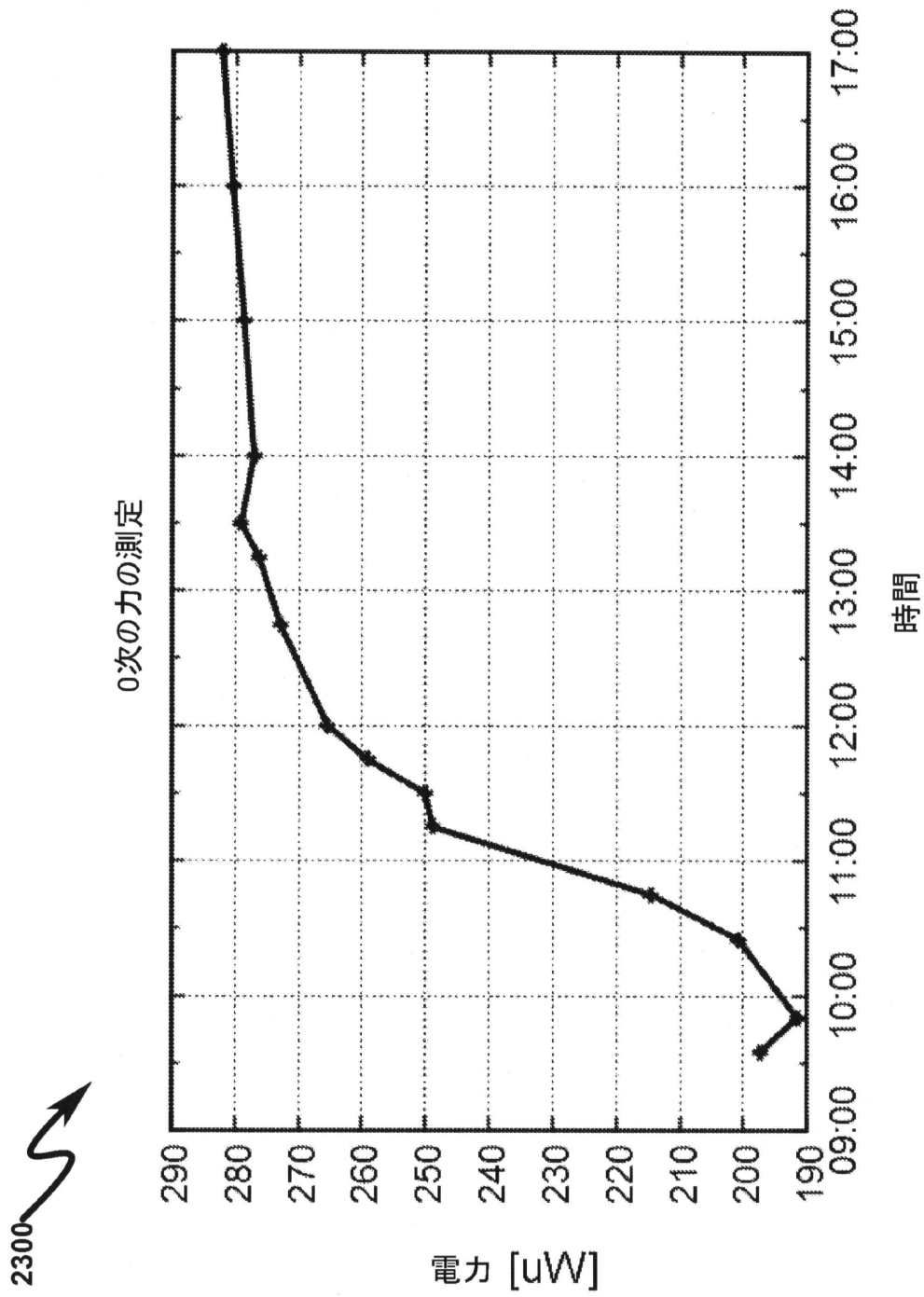
【図 21】



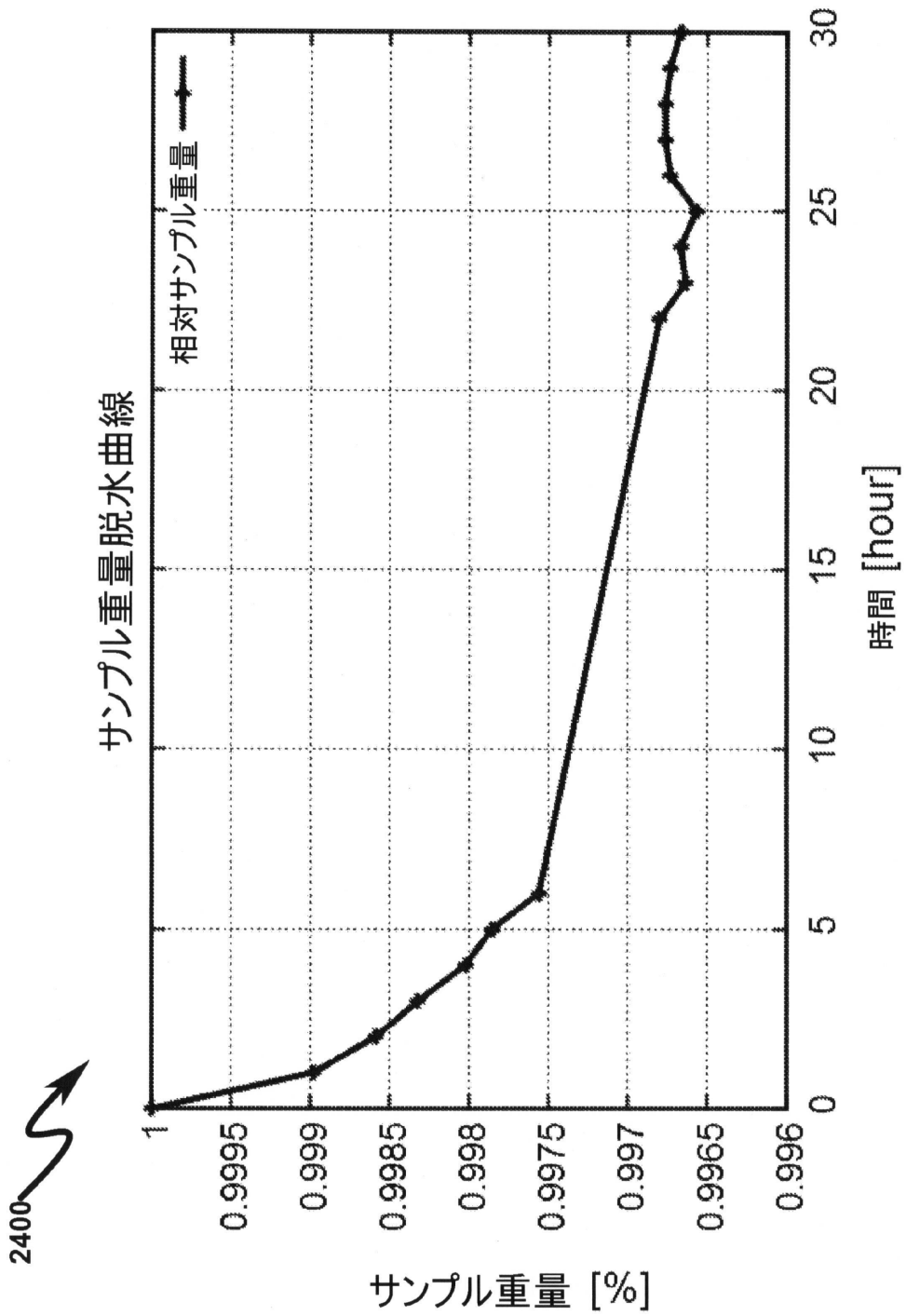
【 図 2 2 】



【図 23】

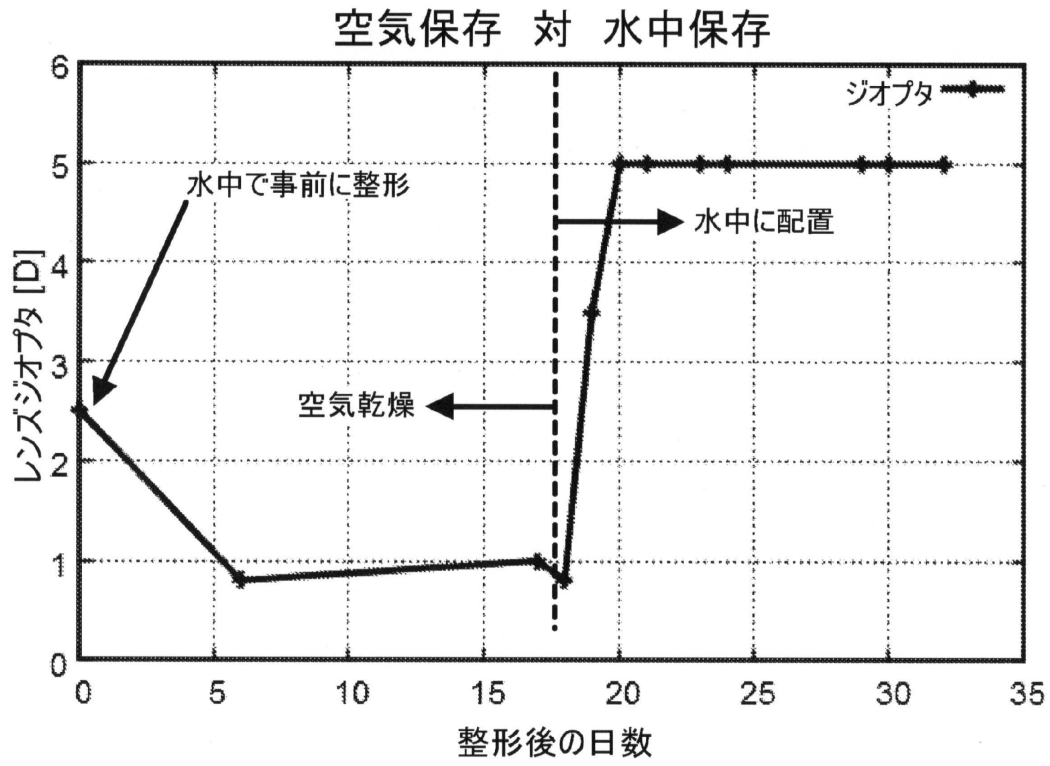


【 図 2 4 】

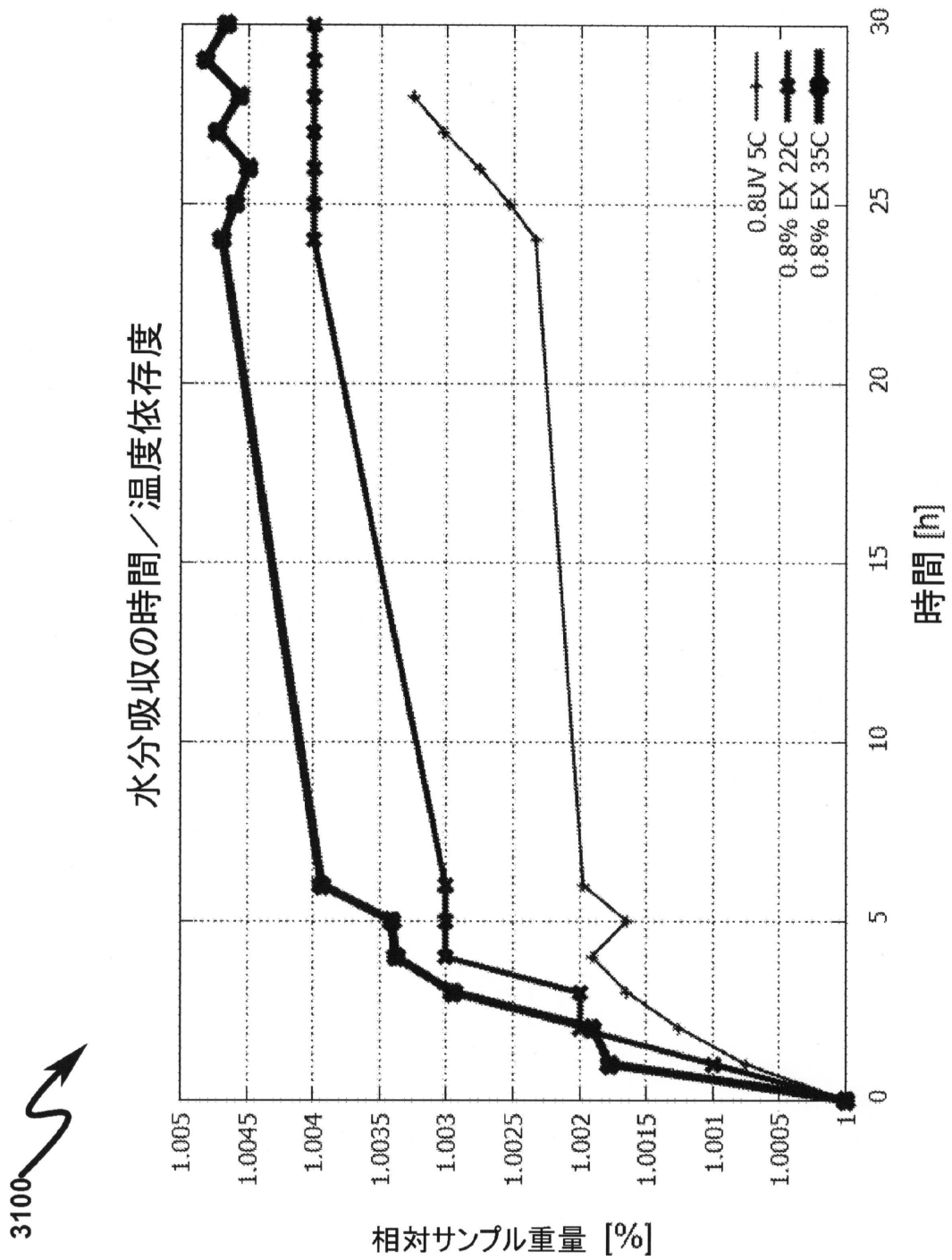


【図30】

3000 ↘

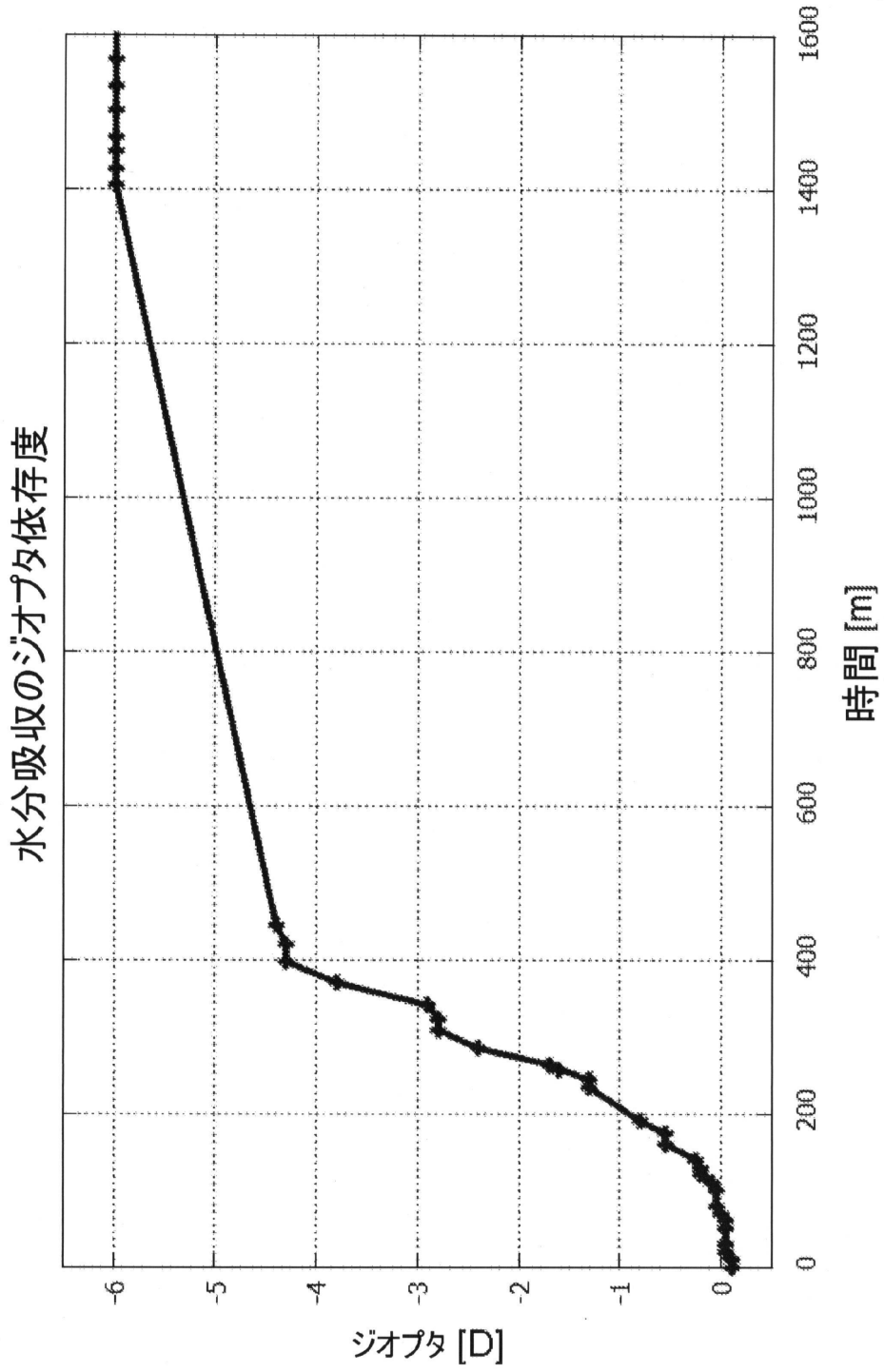


【 図 3 1 】

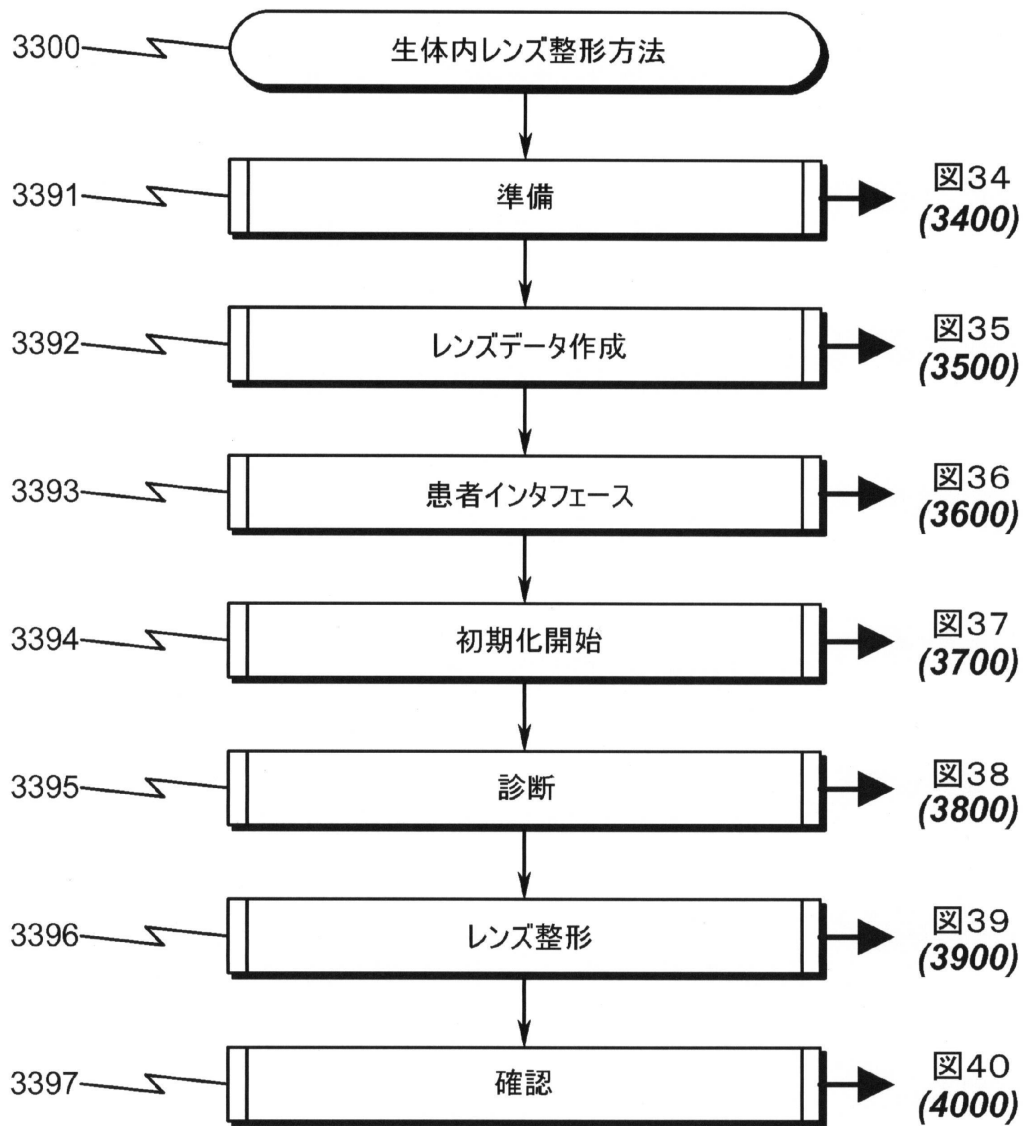


【 図 3 2 】

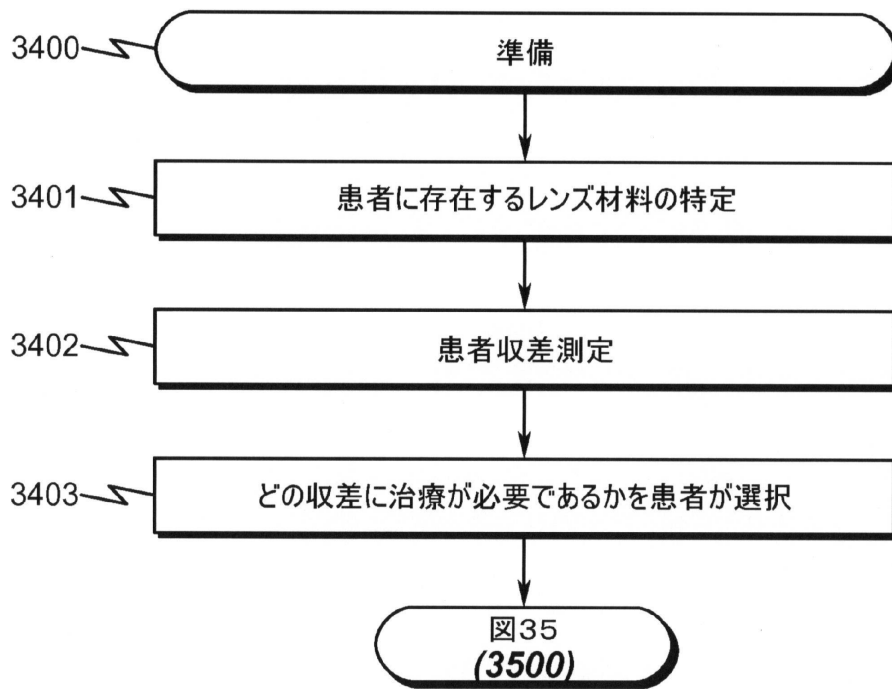
3200 ↗



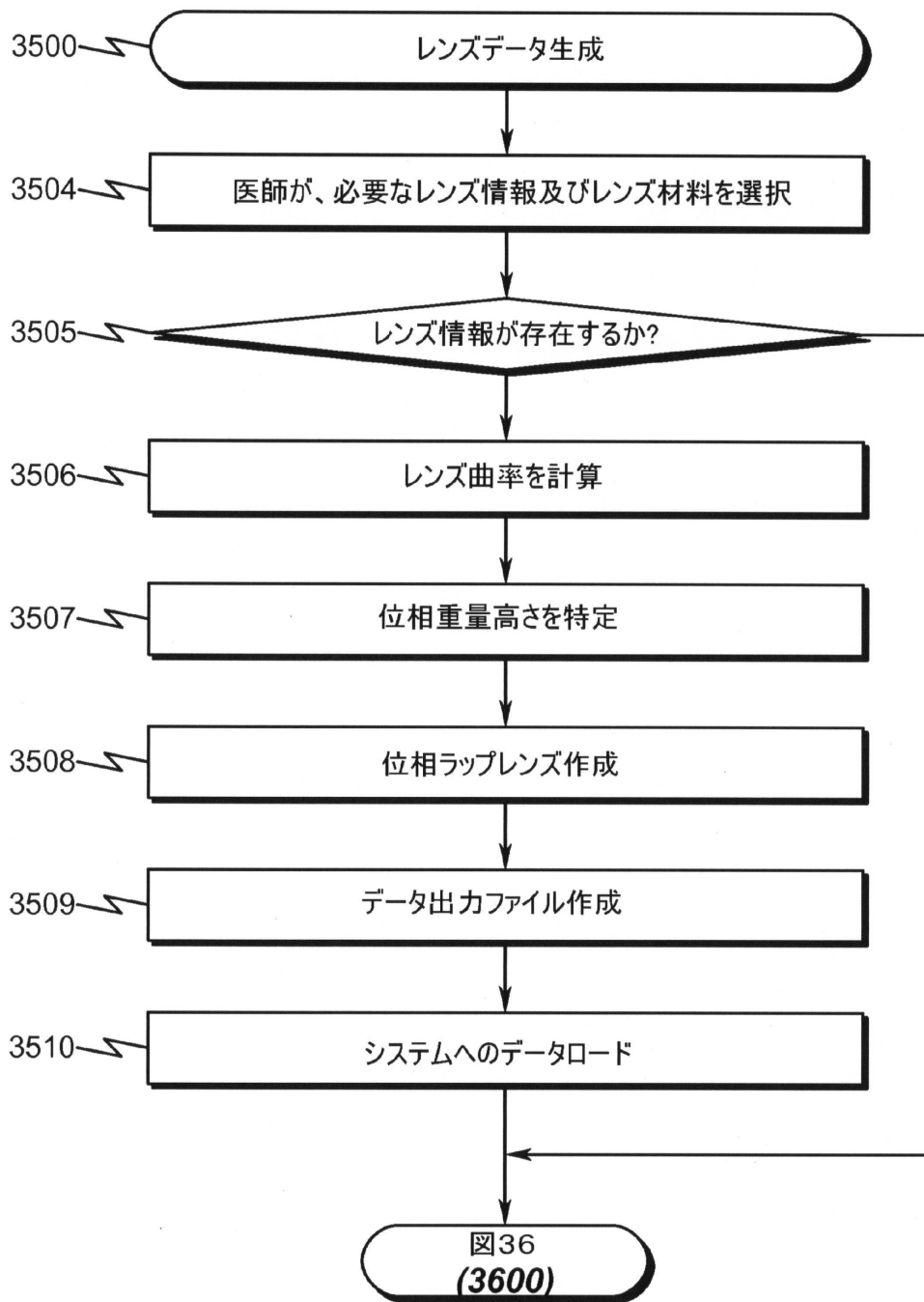
【図33】



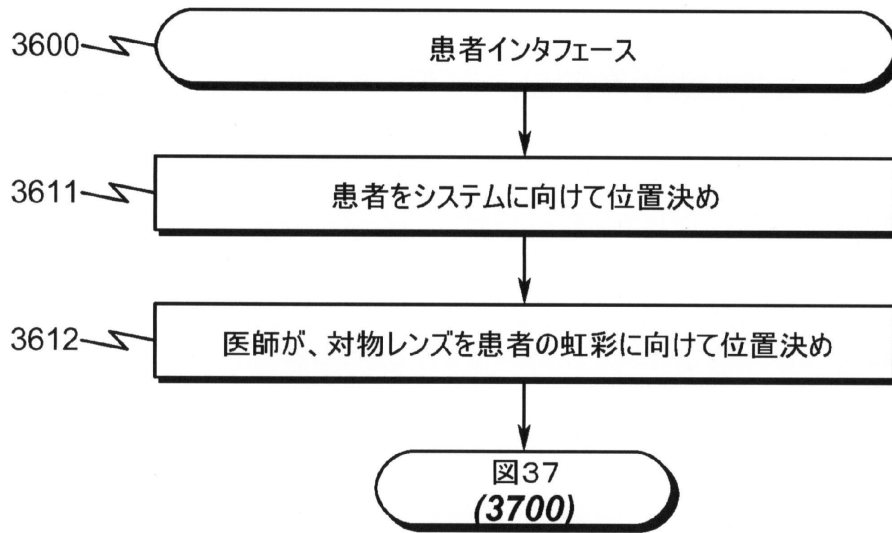
【図34】



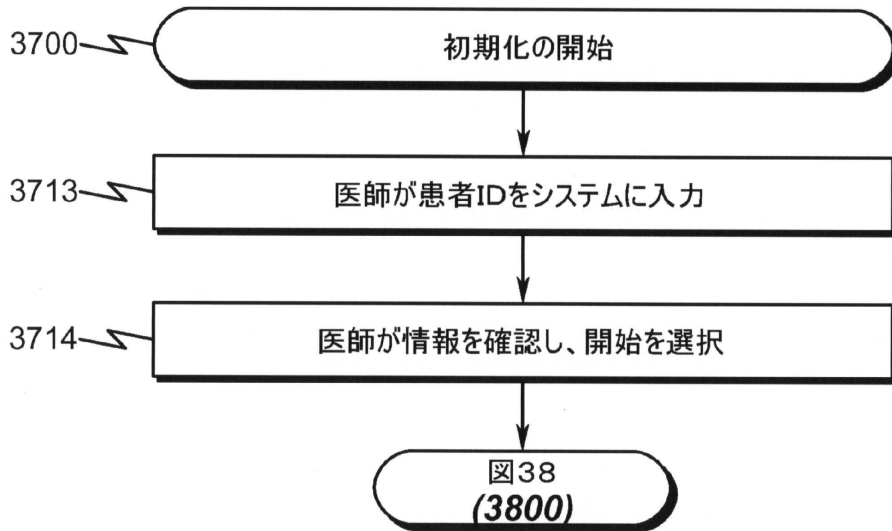
【図35】



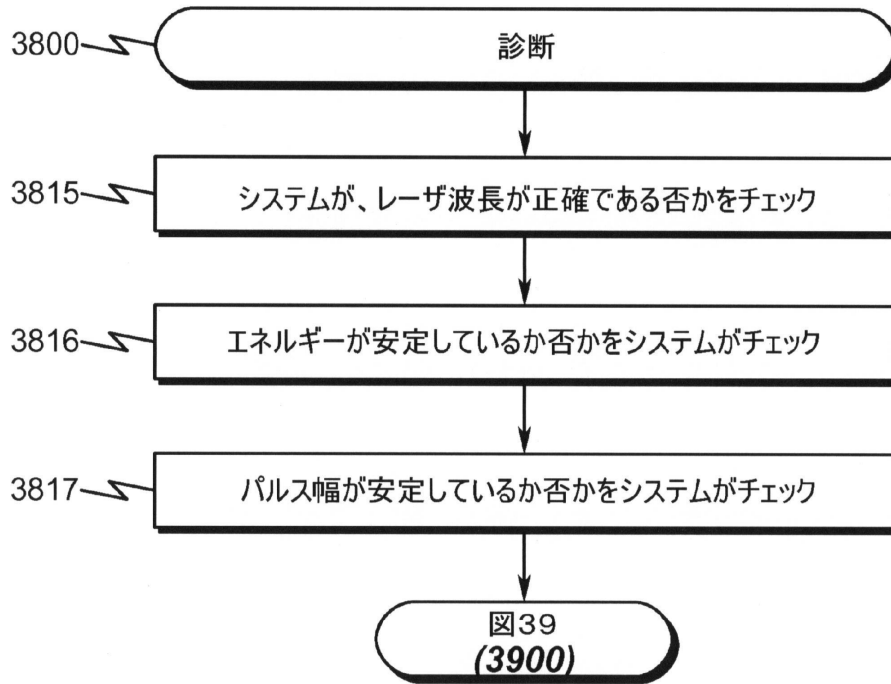
【図36】



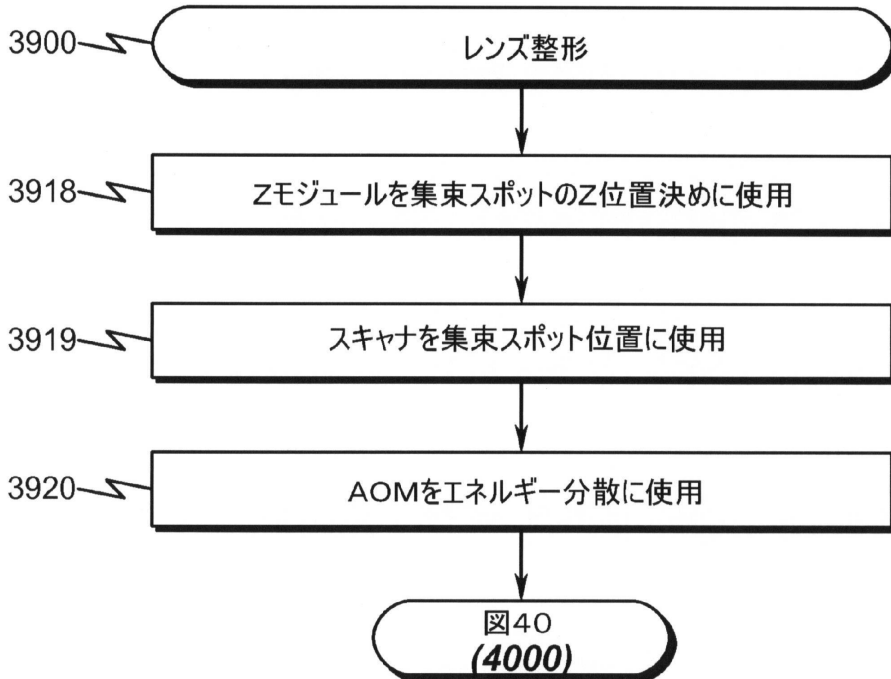
【図37】



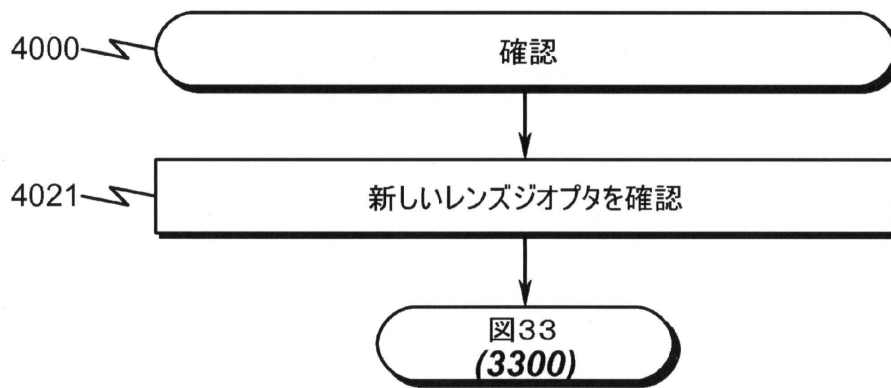
【図38】



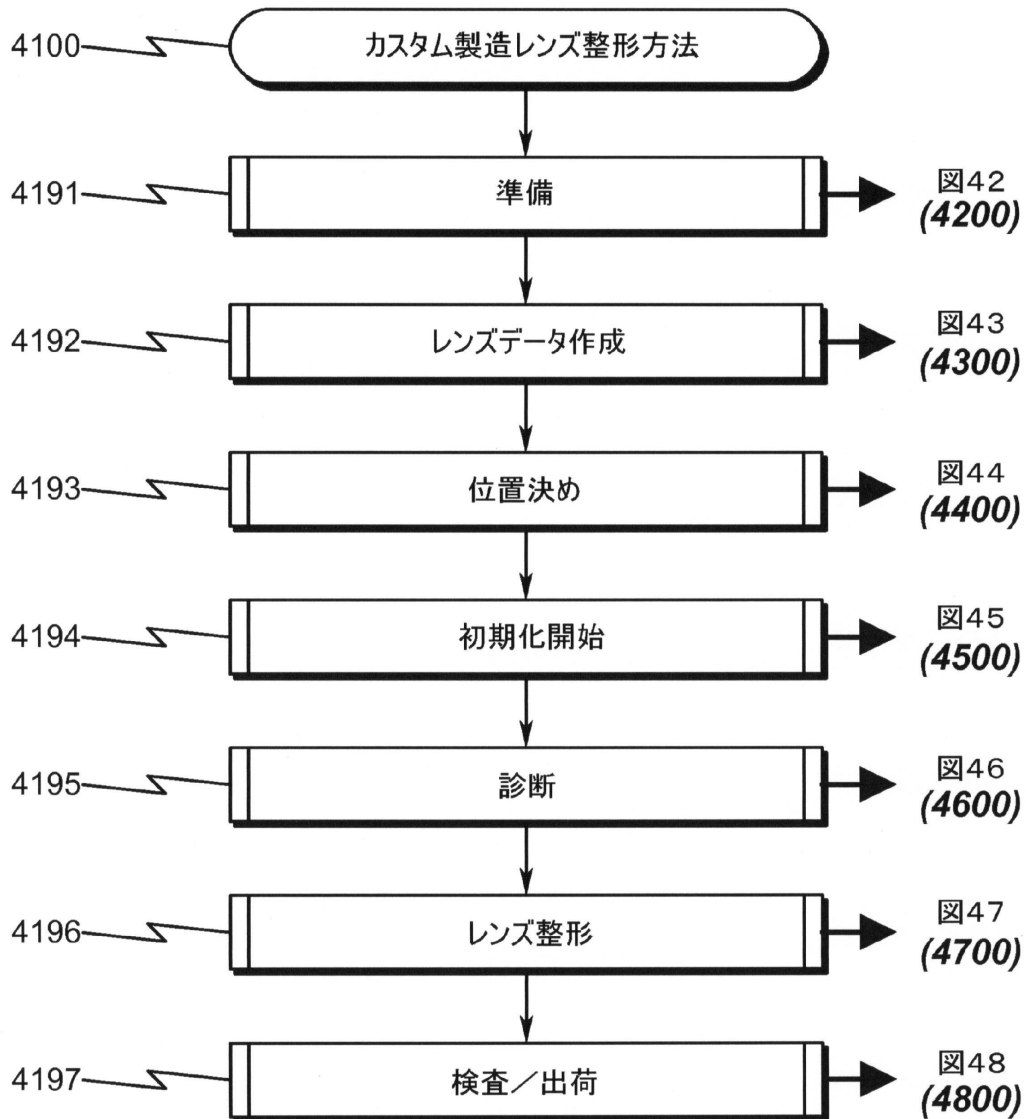
【図39】



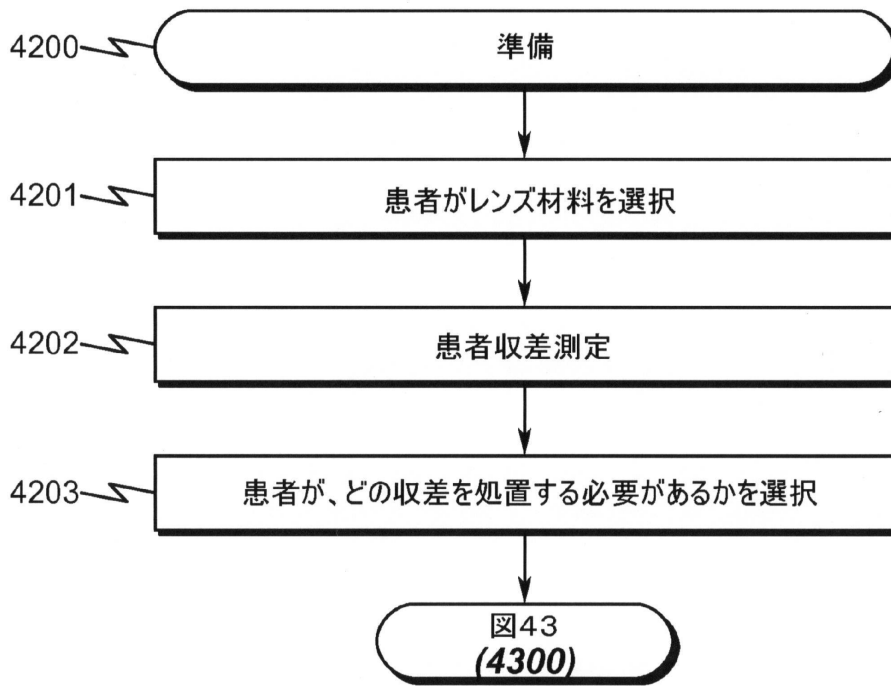
【図40】



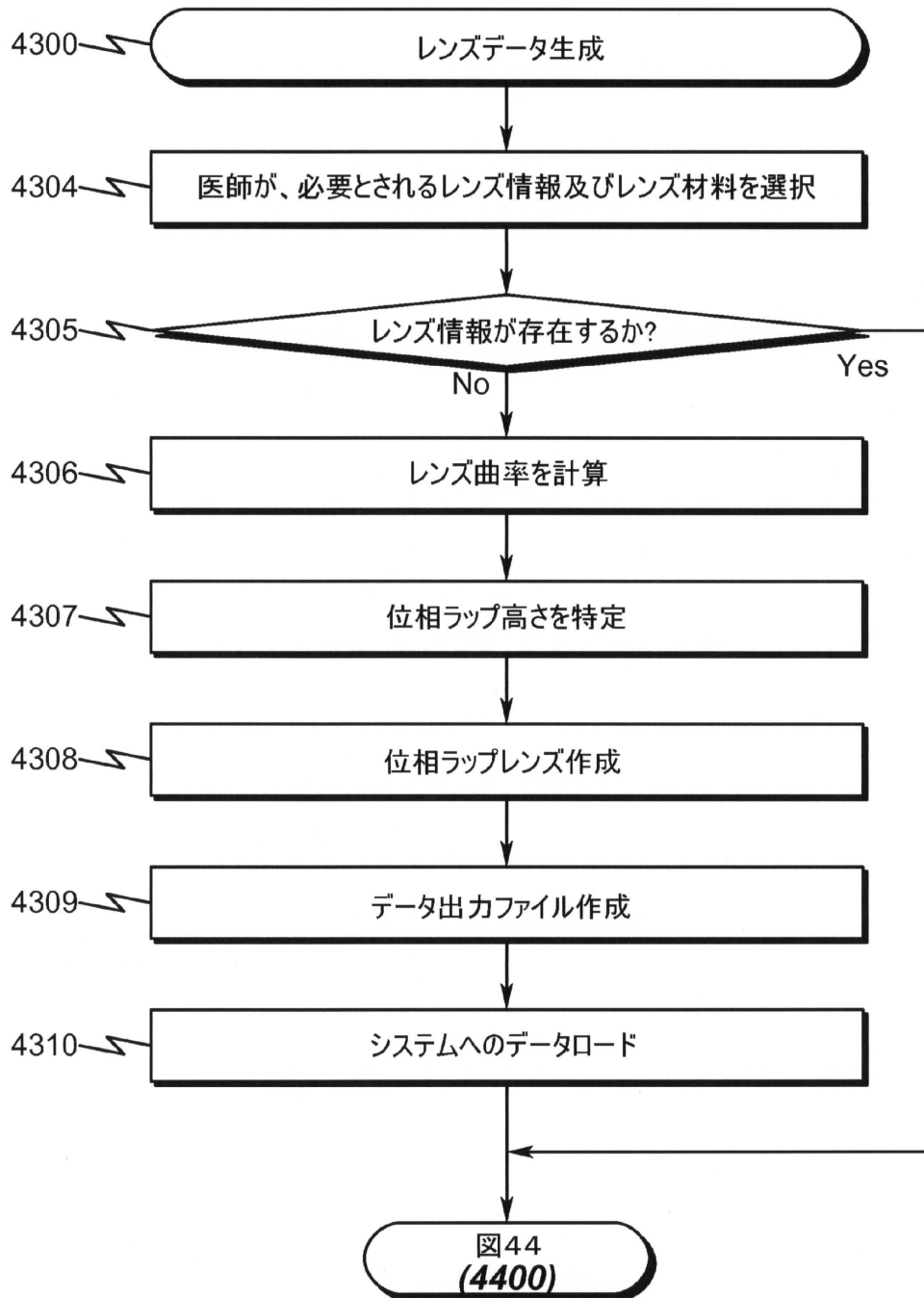
【図41】



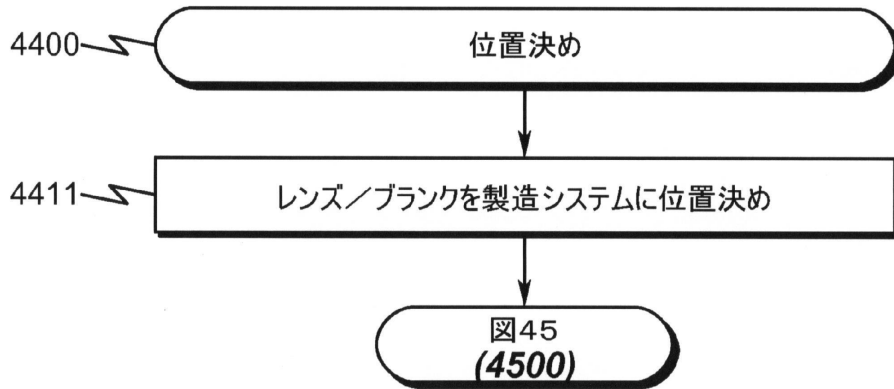
【図42】



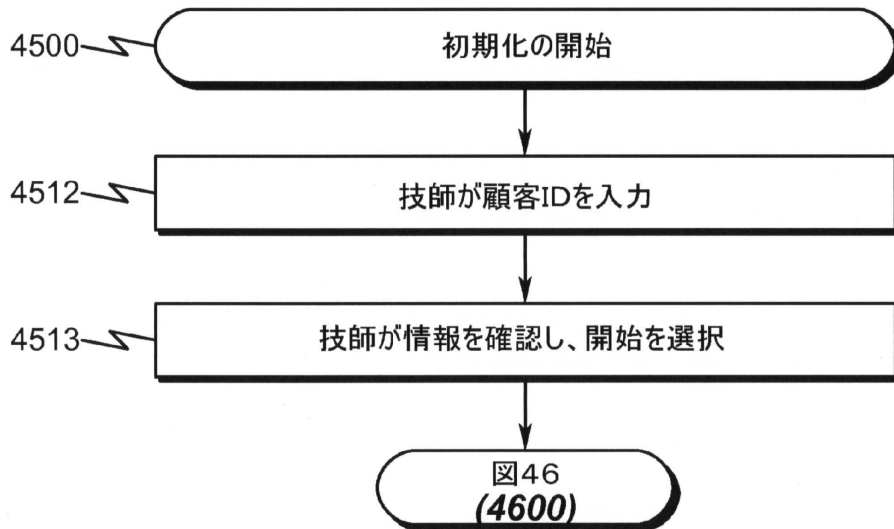
【図43】



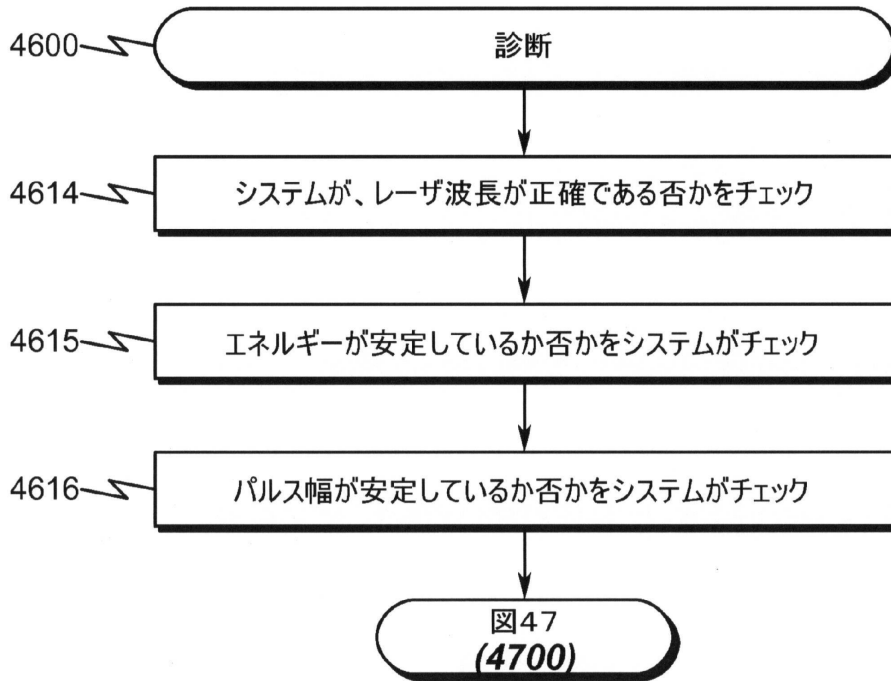
【図44】



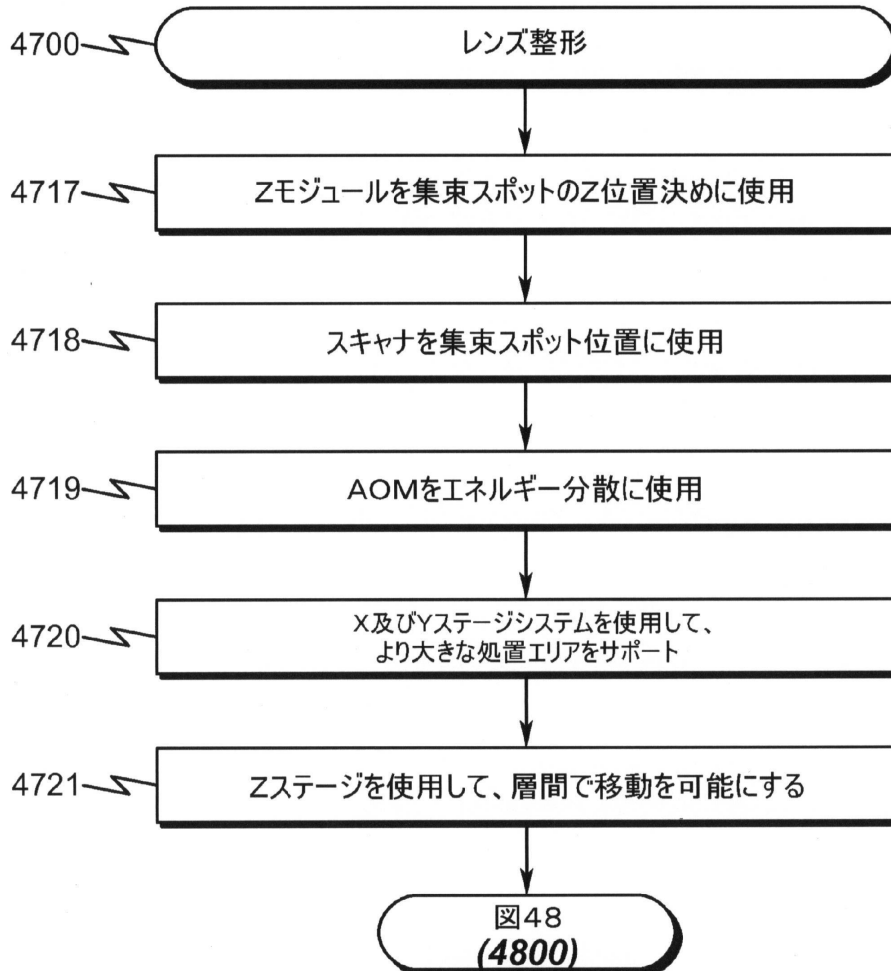
【図45】



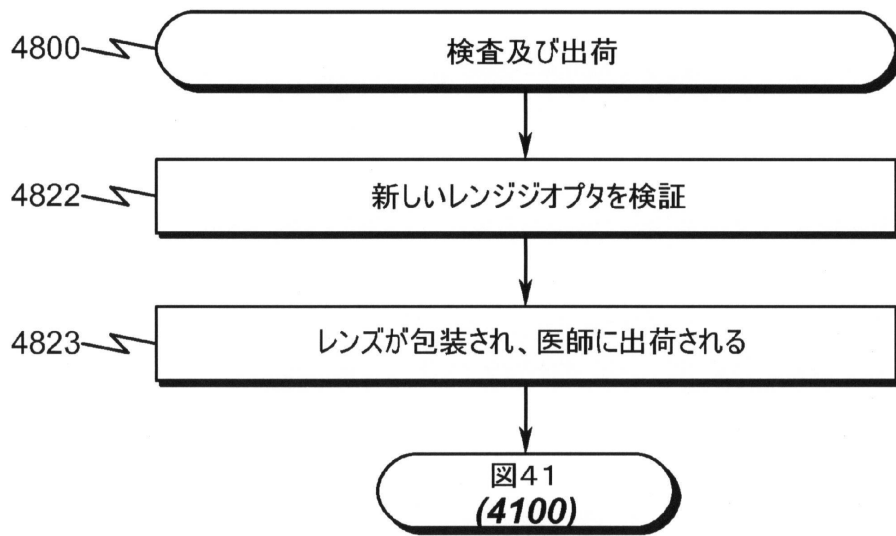
【図46】



【図47】



【図48】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I	
A 6 1 F	2/16	(2006.01)	B 2 3 K 26/00 N
G 0 2 B	21/06	(2006.01)	B 2 3 K 26/00 G
B 2 9 L	11/00	(2006.01)	B 2 9 C 59/16
			A 6 1 F 2/16
			G 0 2 B 21/06
			B 2 9 L 11:00

- (72)発明者 セーラー、ルース
 アメリカ合衆国 75201 テキサス州 ダラス エルム ストリート 1601 スイート
 300 パーフェクト アイピー エルエルシー内
- (72)発明者 ジョウ、スティーブン キュー .
 アメリカ合衆国 75201 テキサス州 ダラス エルム ストリート 1601 スイート
 300 パーフェクト アイピー エルエルシー内
- (72)発明者 ビレ、ヨーゼフ エフ .
 アメリカ合衆国 75201 テキサス州 ダラス エルム ストリート 1601 スイート
 300 パーフェクト アイピー エルエルシー内

審査官 増田 亮子

- (56)参考文献 特開2002-249607(JP,A)
 特開平07-304888(JP,A)
 特開2004-307699(JP,A)
 特開平10-269982(JP,A)
 Femtosecond Laser in Polymeric Materials:Microfabrication od Doped Structures and Micr
 omachining, IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2012年 1月3
 1日, Vol.18 No.1, p176-186

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
 B 2 9 C 7 1 / 0 4
 C 0 8 J 7 / 0 0 - 7 / 0 2
 C 0 8 J 7 / 1 2 - 7 / 1 8
 A 6 1 F 2 / 1 6
 B 2 9 C 5 9 / 1 6
 G 0 2 B 2 1 / 0 6
 B 2 3 K 2 6 / 0 0 - 2 6 / 7 0
 B 2 9 L 1 1 / 0 0