

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6498692号
(P6498692)

(45) 発行日 平成31年4月10日 (2019. 4. 10)

(24) 登録日 平成31年3月22日 (2019. 3. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 F 9/008 (2006. 01)
A 6 1 B 3/10 (2006. 01)A 6 1 F 9/008 1 4 O
A 6 1 B 3/10 R

請求項の数 7 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2016-558805 (P2016-558805)
 (86) (22) 出願日 平成26年12月19日 (2014. 12. 19)
 (65) 公表番号 特表2017-510352 (P2017-510352A)
 (43) 公表日 平成29年4月13日 (2017. 4. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/071392
 (87) 国際公開番号 W02015/147925
 (87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)
 審査請求日 平成29年12月19日 (2017. 12. 19)
 (31) 優先権主張番号 61/970, 854
 (32) 優先日 平成26年3月26日 (2014. 3. 26)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 62/043, 749
 (32) 優先日 平成26年8月29日 (2014. 8. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 515289772
 オプティメディカ コーポレイション
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
 705 サンタ アナ イースト セント
 アンドリュー プレイス 1700
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文
 (72) 発明者 シューレ ゲオルグ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ポー
 トラ ヴァレー リロイ ウェイ 2

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 共焦点レーザ眼球手術システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

眼を撮像するためのシステムであって、

ビームを前記眼に向けてビーム経路に沿って出力するように構成されたレーザビーム源と、

前記出力ビームを前記眼内の複数の位置に向けるように構成されたビームスキャナと、
 前記レーザビーム源と前記眼の間の前記ビーム経路に沿って位置決めされ、前記出力ビームを第1の偏光又は第2の偏光を有するように偏光するように構成され、第1の構成にある時に該出力ビームを該第1の偏光を有するように偏光しかつ第2の構成にある時に該出力ビームを該第2の偏光を有するように偏光する、可変軸偏光システムと、

前記眼から反射された電磁放射線を受光するように位置決めされたセンサと、
 を含み、

前記偏光システムは、焦点からの当該反射電磁放射線を当該反射電磁放射線が当該センサに到達する前に受光するように更に構成されている、
 ことを特徴とするシステム。

【請求項 2】

ビームを前記眼に向けてビーム経路に沿って出力するように構成されたレーザビーム源と、前記出力ビームを前記眼内の複数の位置に向けるように構成されたビームスキャナと、前記レーザビーム源と前記眼の間の前記ビーム経路に沿って位置決めされ、前記出力ビームを第1の偏光又は第2の偏光を有するように偏光するように構成され、第1の構成に

10

20

ある時に該出力ビームを該第 1 の偏光を有するように偏光しかつ第 2 の構成にある時に該出力ビームを該第 2 の偏光を有するように偏光する、可変軸偏光システムと、前記眼から反射された電磁放射線を受光するように位置決めされたセンサと、を含み、前記偏光システムは、焦点からの当該反射電磁放射線を当該反射電磁放射線が当該センサに到達する前に受光するように更に構成されている、眼を撮像するためのシステムの作動方法であって

、
前記第 1 の偏光を有する第 1 の電磁放射線ビームを前記眼内の位置にある焦点に集束させる段階と、

前記第 1 の偏光とは異なる前記第 2 の偏光を有する第 2 の電磁放射線ビームを前記眼内の前記位置にある焦点に集束させる段階と、

前記第 1 の電磁放射線ビームを集束させる前記段階にตอบสนองして前記眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 1 の強度信号を発生させる段階と、

前記第 2 の電磁放射線ビームを集束させる前記段階にตอบสนองして前記眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 2 の強度信号を発生させる段階と、

前記第 1 及び第 2 の強度信号を用いて前記眼の 1 又は 2 以上の画像を発生させる段階と、
が前記眼を撮像するためのシステムにより実行されることを特徴とする方法。

【請求項 3】

前記第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームは、ビームスキャナを用いて集束され、
当該方法は、

前記第 1 の電磁放射線ビームの前記焦点を前記眼の第 1 の領域内の複数の異なる位置に対して走査する段階と、

前記第 2 の電磁放射線ビームの前記焦点を前記眼の第 2 の領域内の複数の異なる位置に対して走査する段階と、

前記第 1 の電磁放射線ビームの前記焦点を走査する前記段階にตอบสนองして前記眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 1 の強度プロファイルを発生させる段階と、

前記第 2 の電磁放射線ビームの前記焦点を走査する前記段階にตอบสนองして前記眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 2 の強度プロファイルを発生させる段階と、
を更に含み、

前記眼の 1 つの画像が、前記第 1 及び第 2 の強度プロファイル毎に発生される、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記ビームスキャナは、前記第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームを当該第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームの伝播に対して横断方向の 2 つの次元に偏向するように構成された X Y 走査デバイスを含み、

前記第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームの前記焦点は、前記 X Y 走査デバイスを用いて前記 2 つの次元で走査され、

前記眼の前記 1 つの画像は、少なくとも 2 つの次元を有し、

前記ビームスキャナは、前記眼内で前記ビームの収束深度を変化させるように構成された Z 走査デバイスを含み、

前記第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームの前記焦点は、前記 X Y 走査デバイス及び前記 Z 走査デバイスを用いて 3 つの次元で走査され、

前記眼の前記 1 つの画像は、3 次元である、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記電磁放射線ビームを前記第 1 の偏光を有するように偏光させるために第 1 の位置にある波長板に当該電磁放射線ビームを通すことによって前記第 1 の電磁放射線ビームを発生させる段階と、

前記波長板を第 2 の位置まである角度だけ回転させる段階と、

前記第 2 の位置にある前記波長板に前記電磁放射線ビームを通すことによって前記第 2

10

20

30

40

50

の電磁放射線ビームを発生させる段階と、
を更に含むことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 の電磁放射線ビームを通す前記段階に応答して前記眼から反射された電磁放射線を前記第 1 の位置にある前記波長板に通す段階と、

前記第 2 の電磁放射線ビームを通す前記段階に応答して前記眼から反射された電磁放射線を前記第 2 の位置にある前記波長板に通す段階と、
を更に含むことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の電磁放射線ビームの前記焦点を前記眼内の複数の位置に対して走査する段階と、

前記第 2 の電磁放射線ビームの前記焦点を前記眼内の前記複数の位置の少なくとも一部分に対して走査する段階と、

前記第 1 の電磁放射線ビームの前記焦点を走査する前記段階に応答して前記眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 1 の強度プロファイルを発生させる段階と、

前記第 2 の電磁放射線ビームの前記焦点を走査する前記段階に応答して前記眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 2 の強度プロファイルを発生させる段階と、

前記第 1 及び第 2 の強度プロファイルを用いて前記眼の画像を発生させる段階と、
を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願への相互参照〕

本出願は、2014年3月26日出願の米国仮特許出願第61/970,854号及び2014年8月29日出願の米国仮特許出願第62/043,749号に対する優先権を主張するものであり、これらの内容全体を引用によって組み込んでいる。完全なパリ条約上の優先権が、これにより明示的に保持される。

【0002】

本発明の分野は、一般的に、レーザ手術システムに関し、より具体的には、眼を撮像かつ治療するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0003】

多くの患者は、近視、遠視、及び乱視のような眼の屈折特性に関連付けられた視覚誤差を有する場合がある。乱視は、角膜の曲率が2又は3以上の方向に不均等である時に発生する場合がある。近視は、光が網膜の前で集束する時に発生する可能性があり、遠視は、光が網膜の背後にある焦点に屈折されることによって発生する可能性がある。

【0004】

角膜を再成形するための従来の手術手法は数多く存在する。眼科処置では、長年をかけて外科レーザシステムが手動外科ツールに置き換わっている。実際に、様々な異なる処置における応用により、外科レーザシステムは、眼球手術において定着した。例えば、LASIK（レーザ支援原位置角膜曲率形成術）として公知の処置では、角膜の前面を切除し、再成形して近視又は遠視のような屈折状態を補正するために紫外放射線を使用するレーザ眼球手術システムが使用される。LASIK中に、切除の前に、非紫外超短パルスレーザビームを使用する別の外科レーザシステムを用いて角膜床の下層部分を露出させるためのフラップが生成され、その後、この下層部分は、エキシマレーザからの紫外レーザビームを用いて切除され、再成形される。その後、治療された部分は、角膜フラップで覆われる。

【0005】

レーザ眼球手術システムは、白内障処置に向けても開発されている。これらのシステムは、例えば、(1)角膜を再成形するために角膜内又は角膜輪部内に1又は2以上の切開

10

20

30

40

50

部を生成する段階、(2) 白内障手術器具のためのアクセスを与えるために、及び/又は眼内水晶体の埋め込みのためのアクセスを与えるために角膜内に1又は2以上の切開部を生成する段階、(3) 白内障水晶体を除去するためのアクセスを与えるに水晶体前嚢を切開する段階(前嚢切開)、(4) 白内障水晶体をセグメント化及び/又は断片化する段階、及び/又は(5) 様々な白内障関連の処置に向けて水晶体後嚢を切開する段階(後嚢切開)を含む様々な外科処置に向けて使用することができる。

【0006】

例えば、弧状切開部は、角膜内に作られる円錐状切開部である。一般的に、切開部が角膜を完全に貫通することのないように、角膜の後面を貫通しない弧状切開部が作られる。一部のレーザ眼球手術システムは、切開部が角膜の厚みの範囲に完全に閉じ込められ、角膜の前面又は後面を貫通しない基質内弧状切開部をレーザによって作ることができる。

10

【0007】

典型的には、眼球の1又は2以上の面を撮像して識別するために、レーザ白内障手術システムと共にいずれかの形態の撮像が使用される。一部の事例では、手術の前、最中、又は後に、角膜の様々な面を正確に識別、検出、及び/又は撮像することが望ましい場合がある。例えば、一部の状況では、角膜の前面及び後面を撮像及び/又は識別することにより、角膜の厚みを正確に決定することが望ましい場合がある。しかし、角膜の複屈折特性は、角膜の後面の識別、検出、及び/又は撮像をかなり困難にする場合がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0008】

他の状況では、提案切開部が角膜の後面を貫通しないことを施術者が検証するために、提案レーザ切断弧状切開部の画像が、撮像された角膜の上に重ねられる。切開部が基質内のものである場合に、施術者は、提案切開部が角膜の前面を貫通しないことも検証する。しかし、与えられた画像は、典型的には、提案切開部の1つの平面しか示さず、角膜上に重ねられた切断部の断面画像でしかない。施術者は、表示された断面平面の提案切開部が正しいことを検証することはできるが、提案切断部の全長にわたって切開部が正しいことを検証することはできない。すなわち、よりの確な撮像、検出、及び治療を可能にするように改善された特性を有するレーザ手術撮像システムが有益であると考えられる。

【課題を解決するための手段】

30

【0009】

従って、本発明の開示は、関連技術の制約及び欠点に起因する1又は2以上の問題を排除するために、レーザ眼球手術システムを含む適切なレーザ手術システムに使用することができる撮像システム及び関連の方法を提供する。多くの実施形態において、眼球、並びに角膜面、水晶体のような様々な眼球構造を撮像するための改善された方法、デバイス、及びシステムを提供する。例えば、一部の実施形態は、角膜の後面、並びに水晶体面の撮像及び識別を可能にする。眼球構造を低電力撮像モードで撮像し、これらの構造を高電力治療モードで治療するためのシステム及び方法も提供する。他の実施形態において、切開部をその全長にわたって試写することによって眼球構造に対する外科処置を撮像するためのシステム及び方法を提供する。

40

【0010】

一部の実施形態において、眼を撮像する方法を提供する。これらの方法は、第1の偏光を有する第1の電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に集束させる段階を含むことができる。本方法は、第1の偏光とは異なる第2の偏光を有する第2の電磁放射線ビームを眼内のこの位置にある焦点に集束させる段階を更に含むことができる。本方法は、第1の電磁放射線ビームを集束させる段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第1の強度信号を発生させる段階と、第2の電磁放射線ビームを集束させる段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第2の強度信号を発生させる段階とを更に含むことができる。次いで、第1及び第2の強度信号を用いて眼の1又は2以上の画像を発生させ、治療計画に向けて利用することができる。

50

【0011】

任意的に、第1及び第2の電磁放射線ビームは、ビームスキャナを用いて集束させることができる。本方法は、第1の電磁放射線ビームの焦点を眼の第1の領域内の複数の異なる位置に対して走査する段階と、第2の電磁放射線ビームの焦点を眼の第2の領域内の複数の異なる位置に対して走査する段階とを更に含むことができる。第1の電磁放射線ビームの焦点を走査する段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第1の強度プロファイルを発生させることができる。第2の電磁放射線ビームの焦点を走査する段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第2の強度プロファイルを発生させることができる。一部の実施形態において、第1及び第2の強度プロファイル毎に1つの眼の画像が発生される。ビームスキャナは、第1及び第2の電磁放射線ビームを第1及び第2の電磁放射線ビームの伝播に対して横断方向の2つの次元内に偏向するように構成されたXY走査デバイスを含むことができる。一部の実施形態により、第1及び第2の電磁放射線ビームの焦点は、XY走査デバイスを用いて2つの次元内で走査することができ、それによって少なくとも2つの次元を有する眼の画像を提供することができる。

10

【0012】

任意的に、ビームスキャナは、眼内でビームの収束深度を変化させるように構成されたZ走査デバイスを更に含むことができる。一部の実施形態において、Z走査デバイスは、ビームの収束角を変化させることができる。この場合に、第1及び第2の電磁放射線ビームの焦点は、XY走査デバイス及びZ走査デバイスを用いて3つの次元内で走査することができる。従って、一部の実施形態により、眼の1つの画像は、3次元とすることができる。

20

【0013】

一部の実施形態において、第1及び第2の強度信号は、センサによって発生させることができる。センサは、共焦点センサとすることができる。本方法は、第1及び第2の電磁放射線ビームの焦点の位置以外の眼の位置から反射された反射電磁放射線がセンサに到達するのを阻止する段階を更に含むことができる。

【0014】

一部の実施形態において、第1の電磁放射線ビームは、電磁放射線ビームを第1の偏光を有するように偏光させるために、第1の位置にある波長板に電磁ビームを通すことによって発生させることができる。波長板は、ある角度だけ第2の位置まで回転させることができる。第2の電磁放射線ビームは、第2の位置にある波長板に電磁放射線ビームを通すことによって発生させることができる。

30

【0015】

任意的に、波長板は、4分の1波長板とすることができる。一部の実施形態において、第2の電磁放射線ビームを発生させるために、波長板を鋭角の角度だけ回転させることができる。一部の実施形態において、第2の電磁放射線ビームを発生させるために、波長板を90度回転させることができる。一部の実施形態において、ファラデー回転子又は回転ビームスプリッタを使用することにより、第1及び第2の電磁放射線ビームは、第1及び第2の偏光を有するように偏光させることができる。

【0016】

一部の実施形態において、本方法は、第1の電磁放射線ビームを集束させる段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線を第1の位置にある波長板に通す段階を含むことができる。更に、第2の電磁放射線ビームを集束させる段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線を第2の位置にある波長板に通すことができる。

40

【0017】

追加の実施形態において、第1の偏光を有する第1の電磁放射線ビームの焦点を眼内の複数の位置に対して走査する段階を含む眼を撮像する方法を提供する。本方法は、第1の偏光とは異なる第2の偏光を有する第2の電磁放射線ビームの焦点を眼内のこの複数の位置の少なくとも一部分に対して走査する段階を更に含むことができる。第1の電磁放射線ビームを走査する段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第1の強度プ

50

ロファイルを発生させることができる。更に、第2の電磁放射線ビームを走査する段階に
応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第2の強度プロファイルを発生させる
ことができる。第1及び第2の強度プロファイルを用いて眼の画像を発生させることがで
きる。

【0018】

任意的に、本方法は、治療計画に対応する複数のパラメータを受信する段階と、治療
計画の3次元表現を発生させる段階と、3次元表現を眼の画像の上にマッピングする段階と
、マッピングされた画像を治療計画に向けて表示する段階とを含むことができる。治療計
画は、弧状切開を含むことができる。システムは、弧状切開部が角膜に位置することを検
証することができる。受信パラメータは、治療軸と、この軸に対して横断方向の治療長さ
とを含むことができる。眼の画像は、治療軸と治療長さとの平面にあるとすることができ
る。一部の実施形態において、3次元表現は、それを2次元空間の上に投影することによ
って眼の画像の上にマッピングされる。表示画像は、前領域及び後領域を含む眼の角膜を
含むことができる。角膜の前部及び後部は、任意的に強調表示される。治療計画は、主切
開部と側口切開部との一方を含むことができる。

10

【0019】

一部の実施形態において、本方法は、前面と後面とを有する眼の角膜を撮像するための
ものである場合がある。第1の強度プロファイルを用いて角膜の前面を識別することができ
、第2の強度プロファイルの少なくとも一部分を用いて角膜の後面を識別することができ
る。

20

【0020】

一部の実施形態において、角膜を撮像する方法は、ビーム源を用いて第1の電磁放射線
ビームを発生させる段階と、第1の電磁放射線ビームを波長板に通す段階と、を含むこと
ができる。第1の電磁放射線ビームは、ビームスキャナに伝播させることができる。第1
の電磁放射線ビームは、眼の角膜内の位置にある焦点にビームスキャナを用いて集束させ
ることができる。第1の電磁放射線ビームを集束させた後に、焦点から反射された第1の
電磁放射線は受光することができる。第1の受光電磁放射線は、波長板を通してセンサの
方向に向けることができる。第1の受光電磁放射線の強度を示す第1の強度信号を発生さ
せることができる。第1の強度信号を発生させた後に、次いで、波長板をある角度で回転
させることができる。第2の電磁放射線ビームは、回転された波長板に通すことができ、
眼の角膜内の位置にある焦点に集束させることができる。第2の電磁放射線ビームを集束
させる段階に応答して焦点から反射された第2の電磁放射線は受光することができる。第
2の受光電磁放射線は、回転された波長板を通してセンサの方向に向けることができる。
第2の受光電磁放射線の強度を示す第2の強度信号を発生させることができる。第1の強
度信号を用いて角膜の前面を識別することができ、第2の強度信号を用いて角膜の後面の
少なくともいくつかの部分の部分を識別することができる。

30

【0021】

一部の実施形態において、本方法は、識別された角膜の前面及び後面を用いて眼の画像
を発生させる段階と、治療計画に対応する複数のパラメータを受信する段階と、治療計
画の3次元表現を発生させる段階と、3次元表現を眼の画像の上にマッピングする段階と、
マッピングされた画像を検証に向けて表示する段階とを含むことができる。

40

【0022】

任意的に、治療計画は、弧状切開を含むことができる。弧状切開部が角膜に位置するこ
とは検証することができる。受信パラメータは、治療軸と、この軸に対して横断方向の治
療長さ、とを含むことができる。眼の画像は、治療軸と治療長さとの平面にあるとす
ることができる。一部の実施形態において、3次元表現は、それを2次元空間の上に投影す
ることによって眼の画像の上にマッピングされる。角膜の前面及び後面は強調表示するこ
とができる。これに代えて、治療計画は、主切開部及び側口切開部の一方を含む。

【0023】

本発明のある一定の態様は、第1の複屈折を有する第1の領域と第2の複屈折を有する

50

第2の領域とを有する角膜を撮像する方法を提供する。本方法は、第1の偏光を有することができる第1の電磁放射線ビームを角膜の第1の領域を通して眼内の第1の位置に向ける段階を含むことができる。第1の偏光とは異なる第2の偏光を有することができる第2の電磁放射線ビームは、角膜の第2の領域を通して眼内の第2の位置に向けることができる。第1及び第2の電磁放射線ビームを向ける段階に応答して眼から反射された電磁放射線信号を用いて、第1及び第2の位置を網羅する眼の画像を発生させることができる。

【0024】

眼を撮像する方法が提供される本発明の更に他の態様において、本方法は、ビーム源を用いて電磁放射線ビームを発生させる段階を含むことができる。電磁放射線ビームは、楕円偏光することができ、眼内の焦点に集束させることができる。更に、楕円偏光電磁放射線ビームの焦点は、眼内の複数の異なる位置に対して走査することができる。楕円偏光電磁放射線を走査する段階に応答して焦点から反射された電磁放射線は受光することができる。この受光反射電磁放射線は、センサに向けることができ、受光反射電磁放射線の強度を示す強度プロファイルを発生させることができる。強度プロファイルを用いて眼の第1の面及び第2の面を識別することができる。

10

【0025】

一部の実施形態において、本方法は、楕円偏光電磁放射線ビームの焦点の位置以外の眼の位置から反射された電磁放射線を阻止するために、反射電磁放射線をアパーチャに通す段階を更に含むことができる。

【0026】

20

一部の実施形態において、本方法は、識別された角膜の第1の面と第2の面を用いて眼の画像を発生させる段階と、治療計画に対応する複数のパラメータを受信する段階と、治療計画の3次元表現を発生させる段階と、3次元表現を眼の画像の上にマッピングする段階と、マッピングされた画像を検証に向けて表示する段階と、を含むことができる。治療計画は、弧状切開を含むことができる。弧状切開部が角膜に位置することは検証することができる。受信パラメータは、治療軸と、この軸に対して横断方向の治療長さを含むことができる。一部の実施形態において、眼の画像は、治療軸と治療長さとの平面にあるとすることができる。3次元表現は、それを2次元空間の上に投影することによって眼の画像の上にマッピングすることができる。任意的に、角膜の第1の面及び第2の面は強調表示される。これに代えて、治療計画は、主切開部及び側口切開部の一方を含む。

30

【0027】

他の実施形態において、眼を撮像するためのシステムを提供し、当該システムは、ビームを眼に向けてビーム経路に沿って出力するように構成されたレーザビーム源を含むことができる。出力ビームを眼内の位置の焦点に集束させるために、ビームスキャナを含めることができる。システムは、レーザビーム源と眼との間にビーム経路に沿って位置決めされた可変軸偏光システムを含むことができる。偏光システムは、出力ビームを第1の偏光又は第2の偏光を有するように偏光するように構成することができる。偏光システムは、第1の構成にある時に出力ビームを第1の偏光を有するように偏光することができ、第2の構成にある時に出力ビームを第2の偏光を有するように偏光することができる。システムは、眼から反射された電磁放射線を受光するように位置決めされたセンサを更に含むことができる。

40

【0028】

一部の実施形態において、波長板は、焦点から反射された電磁放射線を反射電磁放射線がセンサに到達する前に受光するように更に位置決めし、かつそのように構成することができる。任意的に、システムは、波長板を通過した反射電磁放射線をセンサに向けるように配置された偏光ビームスプリッタを更に含むことができる。出力ビームの焦点の位置以外の眼の位置からの反射電磁放射線を阻止するために、アパーチャを位置決めすることができる。波長板は、4分の1波長板とすることができる。

【0029】

一部の実施形態において、波長板は、第1の位置と第2の位置の間で回転可能とするこ

50

とができる。波長板は、第 1 の位置と第 2 の位置の間で 45 度回転させることができる。任意的に、波長板は、第 1 の位置と第 2 の位置の間で 90 度回転させることができる。ビームスキャナは、XY 走査デバイスと Z 走査デバイスを含むことができる。XY 走査デバイスは、出力ビームをその伝播に対して横断方向の 2 つの次元内に偏向するように構成することができ、それに対して Z 走査デバイスは、ビームの収束角を変化させるように構成することができる。

【0030】

一部の実施形態において、システムは、センサの出力を用いて眼の画像を発生させるプロセッサと、治療計画に対応する複数のパラメータを受信するユーザインタフェースデバイスとを含むことができる。プロセッサは、治療計画の 3 次元表現を発生させて、この 3 次元表現を眼の画像の上にマッピングすることができる。ディスプレイシステムは、マッピングされた画像を検証に向けて表示する。治療計画は、弧状切開を含むことができる。プロセッサは、弧状切開部が角膜に位置することを検証することができる。パラメータは、治療軸と、この軸に対して横断方向の治療長さとを含むことができる。眼の画像は、治療軸と治療長さとの平面にあるとすることができる。一部の実施形態において、3 次元表現は、それを 2 次元空間の上に投影することによって眼の画像の上にマッピングすることができる。表示画像は、前部及び後部を含む眼の角膜を含むことができる。角膜の前部及び後部は選択的に強調表示される。これに代えて、治療計画は、主切開部及び側口切開部の一方を含む。

【0031】

本発明のある一定の態様は、楕円偏光光を用いて眼を撮像するためのシステムを開示する。システムは、眼に向けてビーム経路に沿ってビームを出力するように構成されたレーザビーム源を含むことができる。レーザビーム源と眼の間にビーム経路に沿って波長板を配置することができ、波長板は、出力ビームを楕円偏光するように構成することができる。ビームスキャナは、楕円偏光出力ビームを眼内の位置にある焦点に集束させるように構成することができる。焦点から反射された電磁放射線を受光するために、センサを配置することができる。更に、出力ビームの焦点の位置以外の眼の位置からの反射電磁放射線を阻止するために、アパーチャを位置決めすることができる。

【0032】

一部の実施形態において、システムは、センサの出力を用いて眼の画像を発生させるプロセッサと、治療計画に対応する複数のパラメータを受信するユーザインタフェースデバイスとを更に含むことができる。プロセッサは、治療計画の 3 次元表現を発生させて、この 3 次元表現を眼の画像の上にマッピングすることができる。ディスプレイシステムは、マッピングされた画像を検証に向けて表示する。治療計画は、弧状切開を含むことができる。

【0033】

別の実施形態において、眼を治療かつ撮像するためのレーザベースの眼球手術システムは、電磁放射線ビームを眼内のターゲットに送出するためのレーザ送出システムと、電磁放射線ビームを偏光するための減衰器と、電磁放射線ビームを通過させるか又は阻止するためのシャッターと、帰還共焦点ビームを反射するために実質的に非偏光とすることができる電磁放射線ビームを分離するためのビームスプリッタとを含むことができる。電磁放射線ビームを向けるためのバイパスアセンブリと、眼を撮像するためのセンサとを含めることができる。

【0034】

実施形態の多くのものにおいて、電磁放射線ビームは、治療モードにおいて非偏光ビームスプリッタをバイパスするように向けることができる。電磁放射線ビームは、撮像モードにおいてバイパスアセンブリをバイパスすると同時に非偏光ビームスプリッタの方向に向けることができる。バイパスアセンブリは、1 又は 2 以上のミラー又はプリズムを含むことができる。非偏光ビームスプリッタをバイパスするときの電磁放射線ビームは、治療に向けて高い電力レベルを与える。非偏光ビームスプリッタの方向に向けられた時の電磁

放射線ビームは、撮像に向けて低い電力レベルを与える。

【0035】

システムの多くの実施形態において、システムは、センサの出力を用いて眼の画像を発生させるプロセッサと、治療計画に対応する複数のパラメータを受信するユーザインタフェースデバイスとを含む。プロセッサは、治療計画の3次元表現を発生させて、この3次元表現を眼の画像の上にマッピングする。ディスプレイシステムは、マッピングされた画像を検証に向けて表示する。治療計画は、弧状切開を含むことができる。

【0036】

別の実施形態において、レーザベースの眼球手術システムを用いて眼を治療かつ撮像する方法は、電磁放射線ビームを発生させる段階と、電磁放射線ビームを眼内のターゲットに送出する段階と、治療に向けて電磁放射線ビームをバイパスアセンブリに向ける段階と、撮像に向けて電磁放射線ビームをビームスプリッタに向ける段階とを含む。ビームスプリッタは、帰還共焦点ビームを反射するために実質的に非偏光とすることができる。更に、電磁放射線ビームをバイパスアセンブリに向ける段階は、治療に向けて高い電力レベルを与えることができる。更に、電磁放射線ビームをビームスプリッタの方向に向ける段階は、撮像に向けて低い電力レベルを与えることができる。

【0037】

眼を治療かつ撮像する方法の一部の実施形態は、撮像に向けて低い電力レベルにある電磁放射線ビームに向ける段階にตอบสนองして眼の画像を発生させる段階と、治療計画に対応する複数のパラメータを受信する段階と、治療計画の3次元表現を発生させる段階と、3次元表現を眼の画像の上にマッピングする段階と、マッピングされた画像を治療計画に向けて表示する段階とを含むことができる。治療計画は、弧状切開を含むことができる。

【0038】

別の実施形態は、レーザ手術システムの光路内の撮像アセンブリを可逆的にバイパスする方法を提供する。本方法は、ビーム源を用いて電磁ビームを発生させる段階を含む。電磁ビームは、共焦点検出アセンブリに関連付けられた第1の光学要素を含む光路に沿ってビーム源からスキャナに伝播する。電磁ビームは、眼内の位置にある焦点に集束され、スキャナは、焦点を眼内の様々な位置に対して走査する。電磁ビームの一部分は、焦点位置から光路を逆に辿って、反射電磁放射線の一部分をスキャナに伝達する第1の光学要素まで反射される。センサは、電磁ビームのうちで焦点位置から反射されて第1の光学要素を通じてセンサに伝播した部分の強度を示す強度信号を発生させる。本方法は、電磁ビームを第1の光学要素の周りの迂回光路に沿って可逆的に迂回させる段階を含み、好ましくは、ビームの方向及び場所は、電磁ビームの伝播方向に対して横断する方向に迂回光路の入口とそこからの出口とにおいて実質的に同じである。

【0039】

好ましくは、第1の光学要素は、反射電磁放射線の一部分をセンサに向けるビームスプリッタである。ビームスプリッタは、好ましくは、据え置きのものである。一実施形態において、ビームスプリッタは、偏光ビームスプリッタではなく、すなわち、ビームを分割するビームスプリッタの機能は、反射光の偏光特性に基づくものではない。

【0040】

本方法の多くの実施形態において、電磁ビームは、組織を修正しないように光路に沿って構成することができる。例えば、電磁ビームは、組織修正に対する閾値レベルよりも小さいエネルギーレベルを有することができる。これに代えて、電磁ビームは、組織を修正するように設計されたエネルギーレベルにあるように構成することができる。

【0041】

電磁ビームは、あらゆる適切な構成を有することができる。例えば、電磁ビームは、320ナノメートルと430ナノメートルの間の波長を有する複数のレーザパルスを含むことができる。別の例として、電磁ビームは、800ナノメートルと1100ナノメートルの間の波長を有する複数のレーザパルスを含むことができる。

【0042】

別の実施形態において、レーザ眼球手術システムを提供する。システムは、光源と、眼球インタフェースデバイスと、走査アセンブリと、共焦点検出アセンブリと、共焦点バイパスアセンブリとを含む。光源は、電磁ビームを発生させるように構成される。走査アセンブリは、電磁ビームの焦点を眼内の様々な位置に対して走査するように作動可能である。眼球インタフェースデバイスは、患者の眼とのインタフェースとして作用するように構成される。光路は、電磁ビームを光源から焦点に伝播させるように構成され、かつ、電磁ビームのうちで焦点位置から反射して戻された部分を光路の少なくとも一部分に沿って伝播させるようにも構成される。光路は、反射電磁放射線の一部をセンサに伝達する共焦点検出アセンブリに関連付けられた第1の光学要素を含む。共焦点検出アセンブリは、電磁ビームのうちで焦点位置から反射された部分の強度を示す強度信号を発生させるように構成される。共焦点バイパスアセンブリは、第1の光学要素の周りの迂回光路に沿って電磁放射線ビームを可逆的に迂回させるように構成される。好ましくは、ビームの場所は、電磁ビームの伝播方向に対して横断方向の迂回光路の入口とそこからの出口とにおいて実質的に同じである。更に、伝播方向も、迂回光路の入口とそこからの出口とにおいて実質的に同じである。

10

【0043】

走査アセンブリは、焦点の位置を電磁ビームの伝播方向に変化させるように作動可能なZ走査デバイスと、焦点の位置を電磁ビームの伝播方向に対して横断方向に変化させるように作動可能なXY走査デバイスと、を含む。

【0044】

20

好ましくは、検出アセンブリは、電磁ビームのうちで焦点以外の位置から反射された部分がセンサに到達するのを阻止するように構成されたアパーチャを含む。

【0045】

第1の光学要素は、共焦点撮像アセンブリに一般的に関連付けられ、好ましくは、反射電磁放射線の一部をセンサに向けるビームスプリッタである。ビームスプリッタは、好ましくは、据え置きのものである。一実施形態において、ビームスプリッタは、偏光ビームスプリッタではなく、すなわち、ビームを分割するビームスプリッタの機能は、反射光の偏光特性に基づくものではない。

【0046】

一実施形態において、共焦点バイパスアセンブリは、バイパスプリズムを含む。共焦点バイパスアセンブリは、当該バイパスプリズムを光路の内外に可逆的に移動し、それによって電磁ビームの一部をセンサに伝達する共焦点検出アセンブリの光学要素の周りの迂回光路に沿って電磁ビームをバイパスさせる。好ましい実施形態において、迂回光路は、この光学要素の周りだけに電磁ビームをバイパスさせる。一実施形態において、共焦点バイパスプリズムは、電磁ビームの一部をセンサに伝達する光学要素のみの周りに電磁ビームをバイパスさせる。

30

【0047】

別の実施形態において、レーザ眼球手術システムは、電磁放射線ビームを眼内のターゲットに送出するためのレーザ送出システムと、電磁放射線ビームの直径を調節するためにレーザ送出システムに結合されたビーム拡大器と、電磁放射線ビームを偏光するために拡大器に結合された減衰器と、電磁放射線ビームを通過させるか又は阻止するために減衰器に結合されたシャッターと、センサとを含む。シャッターには、治療モードにおいて非偏光ビームスプリッタ及びダンプをバイパスするように電磁放射線ビームを伝播させ、撮像モードにおいてバイパスアセンブリをバイパスすると同時に電磁放射線ビームを非偏光ビームスプリッタの方向に向けるためのバイパスアセンブリが結合される。別の実施形態において、眼球手術システムは、電磁放射線ビームを治療に向けて高い電力レベルで送出し、撮像に向けて低い電力レベルで送出する。

40

【0048】

多くの実施形態において、バイパスアセンブリは、1又は2以上のミラー又はプリズムを含む。眼内のターゲットの共焦点撮像を可能にするために、1又は2以上の波長板を設

50

けることができる。眼内のターゲットの眼球構造を撮像するための１又は２以上の波長板角度は、撮像構造内の複屈折効果を補償することができる。

【００４９】

任意的に、システムは、センサの出力を用いて眼の画像を発生させるプロセッサと、治療計画に対応する複数のパラメータを受信するユーザインタフェースデバイスとを更に含むことができる。プロセッサは、治療計画の３次元表現を発生させて、この３次元表現を眼の画像の上にマッピングすることができる。ディスプレイシステムは、マッピングされた画像を検証に向けて表示することができる。治療計画は、弧状切開を含むことができる。

【００５０】

眼を撮像する方法が提供される本発明の更に他の態様において、本方法は、第１の電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に集束させる段階と、第２の電磁放射線ビームを眼内のこの位置にある焦点に集束させる段階とを含むことができる。第１の電磁放射線ビームを集束させる段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第１の強度信号が発生される。第２の電磁放射線ビームを集束させる段階にตอบสนองして眼から反射された電磁放射線の強度を示す第２の強度信号が発生される。第１及び第２の強度信号を用いて、眼の１又は２以上の画像が治療計画に向けて発生される。治療計画に対応する複数のパラメータが受信される。治療計画の３次元表現が発生される。３次元表現が眼の画像の上にマッピングされる。マッピングされた画像が、治療計画に向けて表示される。

【００５１】

別の実施形態において、レーザ手術システムは、ビームを眼に向けてビーム経路に沿って出力するように構成されたレーザビーム源を含む。ビームスキャナは、出力ビームを眼内の複数の位置に向けるように構成される。眼から反射された電磁放射線を受光するために、センサが配置される。プロセッサは、治療計画に向けて第１及び第２の強度信号を用いて眼の１又は２以上の画像を発生させるように構成される。ユーザ入力デバイスは、治療計画に対応する複数のパラメータを受信するように構成される。プロセッサは、治療計画の３次元表現を発生させ、３次元表現を眼の画像の上にマッピングする。ディスプレイは、マッピングされた画像を治療計画に向けて表示するように構成される。

【００５２】

この概要及び以下の詳細な説明は、単に例示的、例証的、かつ説明的なものに過ぎず、請求する本発明を限定するのではなく、そのより詳しい説明を提供するように意図したものである。本発明の実施形態の更に別の特徴、態様、目的、及び利点は、本明細書、図面、及び特許請求の範囲に示され、これらは、部分的に図面及び詳細な説明から明らかになり、又は実施によって習得することができるであろう。特許請求の範囲は、当該引用によって本明細書に組み込まれる。

【００５３】

本発明の新しい特徴は、特許請求の範囲に詳細に示されている。本発明の特徴及び利点のより明確な理解は、本発明の原理を使用する例示的实施形態を示す以下の詳細な説明、並びに添付図面、を参照することによって得られるであろう。

【図面の簡単な説明】

【００５４】

【図１】本発明の一実施形態によるレーザ手術システムの概略図である。

【００５５】

【図２】本発明の一実施形態による図１のレーザ手術システムの概略図である。

【００５６】

【図３】本発明の一実施形態による眼内ターゲットを撮像及び／又は修正する処理の概略図である。

【００５７】

【図４】本発明の一実施形態による図３の処理の一部として達成することができる処理の概略図である。

【図 5】本発明の一実施形態による図 3 の処理の一部として達成することができる処理の概略図である。

【図 6】本発明の一実施形態による図 3 の処理の一部として達成することができる処理の概略図である。

【0058】

【図 7 A】本発明の一実施形態による眼を撮像するための処理の図である。

【0059】

【図 7 B】図 7 A に示す処理に従って発生された眼の角膜の 2 つの例示的強度プロファイル（のうちの 1 つ）の図である。

【図 7 C】図 7 A に示す処理に従って発生された眼の角膜の 2 つの例示的強度プロファイル（のうちの 1 つ）の図である。

10

【0060】

【図 8】本発明の一実施形態による異なる複屈折特性を有する可能性がある眼の角膜の複数の領域を示す図である。

【0061】

【図 9】本発明の一実施形態による眼を撮像するための別の処理の図である。

【0062】

【図 10 A】別の実施形態によるレーザ手術システムの概略図であり、電磁ビームの光路内に共焦点バイパスアセンブリが配置されない実施形態を示す概略図である。

【図 10 B】別の実施形態によるレーザ手術システムの概略図であり、電磁ビームの光路内に共焦点バイパスアセンブリが配置される実施形態を示す概略図である。

20

【0063】

【図 11】患者の眼のようなターゲット組織の 1 又は 2 以上の部分を撮像するためにレーザ手術システムが使用される多くの実施形態による方法の作動の概略ブロック図である。

【0064】

【図 12】患者の眼内のターゲット組織を修正するためにレーザ手術システムが使用される多くの実施形態による作動の概略ブロック図である。

【0065】

【図 13】共焦点バイパスアセンブリの例示の実施形態を示す概略図である。

【0066】

30

【図 14 A】共焦点バイパスアセンブリがバイパスプリズムを含む実施形態を示し、撮像モードにある光路を示す概略図である。

【図 14 B】共焦点バイパスアセンブリがバイパスプリズムを含む実施形態を示し、非撮像モード（すなわち、治療モード）にある迂回光路を示す概略図である。

【0067】

【図 15 A】撮像モード（図 15 A）と非撮像モード（図 15 B）の間で切り換えるためにバイパスプリズムを利用するレーザ手術システムの実施形態を示す概略図である。

【図 15 B】撮像モード（図 15 A）と非撮像モード（図 15 B）の間で切り換えるためにバイパスプリズムを利用するレーザ手術システムの実施形態を示す概略図である。

【0068】

40

【図 16】本発明の一実施形態による図 1 のレーザ手術システムの別の概略図である。

【0069】

【図 17】本発明の一実施形態による図 10 のレーザ手術システムのバイパス要素の概略図である。

【0070】

【図 18】本発明の一実施形態による図 10 のレーザ手術システムのバイパス要素の別の概略図である。

【0071】

【図 19】本発明の一実施形態による図 10 のレーザ手術システムのバイパス要素の別の概略図である。

50

【 0 0 7 2 】

【図 2 0】本発明の一実施形態による図 1 0 のレーザ手術システムのバイパス要素の別の概略図である。

【 0 0 7 3 】

【図 2 1】本発明の一実施形態による眼を撮像かつ治療するための処理の概略図である。

【 0 0 7 4 】

【図 2 2】本発明の一実施形態による提案切開部を有する眼を撮像する処理の概略図である。

【 0 0 7 5 】

【図 2 3 A】本発明の一実施形態に従って発生された眼の角膜に関する例示的切開部概観表示である。

10

【図 2 3 B】本発明の一実施形態に従って発生された眼の角膜に関する例示的切開部概観表示である。

【 0 0 7 6 】

【図 2 4】本発明の一実施形態による図 1 のレーザ手術システムの別の概略図である。

【 0 0 7 7 】

【図 2 5】本発明の一実施形態による図 1 0 A のレーザ手術システムの別の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 7 8 】

20

以下の説明は、本発明の様々な実施形態を説明するものである。説明目的で、これらの実施形態の完全な理解をもたらすために、特定の構成及び詳細が示されている。しかし、当業者には、本発明の実施形態をある具体的詳細を用いずに実施することができることは、明らかであろう。更に、説明する実施形態を不明瞭にすることを避けるために、様々な公知の特徴は、本明細書では省略又は簡略化される場合がある。

【 0 0 7 9 】

本明細書に使用する場合に、前及び後という用語は、患者に関する既知の向きを指示する。手術に向けた患者の向きに基づいて、前及び後という用語は、患者がベッドの上に仰臥位で置かれた時のような上及び下という用語それぞれと類似とすることができる。遠位及び前という用語は、使用者の視点からの構造の向きを指示することができ、従って、近位及び遠位という用語は、例えば、眼の上に置かれた構造を指示するときの前及び後という用語と類似とすることができる。当業者は、本明細書で説明する方法及び装置の向きの多くの変形、並びに前、後、近位、遠位、上、及び下という用語は例示的に用いているに過ぎないことを認識するであろう。

30

【 0 0 8 0 】

患者の眼を撮像及び / 又は治療するためのシステムを提供する。多くの実施形態において、自由浮遊機構は、眼内に配置された焦点から反射された電磁ビームの一部分を共焦点検出アセンブリのような経路長に依存しない撮像アセンブリに向ける可変光路を形成する。多くの実施形態において、自由浮遊機構は、電磁放射線ビームと患者の間のアラインメントを維持しながら患者の移動を受け入れるように構成される。電磁放射線ビームは、眼を撮像することに向けて構成することができ、眼を治療することに向けて構成することができ、かつ眼を撮像かつ治療することに向けて構成することができる。

40

【 0 0 8 1 】

図 1 は、多くの実施形態によるレーザ手術システム 1 0 を略示している。レーザ手術システム 1 0 は、レーザアセンブリ 1 2 と、共焦点検出アセンブリ 1 4 と、自由浮遊機構 1 6 と、走査アセンブリ 1 8 と、対物レンズアセンブリ 2 0 と、患者インタフェースデバイス 2 2 とを含むことができる。患者インタフェースデバイス 2 2 は、患者 2 4 とのインタフェースとして作用するように構成することができる。患者インタフェースデバイス 2 2 は、対物レンズアセンブリ 2 0 によって支持することができ、対物レンズアセンブリ 2 0 は、走査アセンブリ 1 8 によって支持することができ、走査アセンブリ 1 8 は、自由浮遊

50

機構 16 によって支持することができる。自由浮遊機構 16 は、レーザアセンブリ 12 及び共焦点検出アセンブリ 14 に対して固定された場所及び向きを有する部分を有することができる。

【0082】

一部の実施形態において、患者インタフェースデバイス 22 は、全開示内容が引用によって本明細書に組み込まれている 2013 年 10 月 31 日出願の「レーザ眼球手術システムのための液体光学インタフェース (Liquid Optical Interface for Laser Eye Surgery System)」という名称の現在特許出願中の米国特許出願第 14/068,994 号明細書に記載されているように、真空吸引を用いて患者 24 の眼に結合されるように構成することができる。レーザ手術システム 10 は、定位置に固定すること又は再位置決め可能とすることができるベースアセンブリ 26 を任意的に含むことができる。例えば、ベースアセンブリ 26 は、患者に対するベースアセンブリ 26 の選択的な再位置決めを可能にし、及び/又はベースアセンブリ 26 を患者に対する選択固定場所に固定することを可能にするように構成された支持リンケージによって支持することができる。そのような支持リンケージは、固定支持ベースとするか又は患者に近い適切な位置に再位置決めすることができる可動カートとすることができる。多くの実施形態において、支持リンケージは、各セットアップ継手とその選択的な関節結合を可能にするように構成されたセットアップ継手を含み、その不用意な関節結合を防止するために選択的に係止することができ、それによってセットアップ継手が係止された時にベースアセンブリ 26 が患者に対して選択された固定場所に固定される。

【0083】

多くの実施形態において、レーザアセンブリ 12 は、電磁放射線ビーム 28 を放出するように構成することができる。ビーム 28 は、あらゆる適切なエネルギーレベル、持続時間、及び繰り返し数の一連のレーザパルスを含むことができる。

【0084】

多くの実施形態において、レーザアセンブリ 12 は、フェムト秒 (FS) レーザ技術を組み込んでいる。フェムト秒レーザ技術を使用することにより、組織を破壊するために短い持続時間 (例えば、持続時間で約 10^{-13} 秒) のレーザパルス (マイクロジュール範囲のエネルギーレベルを有する) を密に集束させた点に送出することができ、それによってより長い持続時間を有するレーザパルスと比較して、眼内ターゲットを撮像及び/又は修正するのに必要とされるエネルギーレベルが有意に低下する。

【0085】

レーザアセンブリ 12 は、組織を治療及び/又は撮像するのに適する波長を有するレーザパルスを発生させることができる。例えば、レーザアセンブリ 12 は、開示内容が当該引用によって本明細書に組み込まれる 2013 年 10 月 31 日出願の「レーザ眼球手術システム (Laser Eye Surgery System)」という名称の現在特許出願中の米国特許出願第 14/069,044 号明細書及び 2011 年 1 月 7 日出願の「眼球組織及び眼内水晶体を修正する方法及びシステム (Method and System For Modifying Eye Tissue and Intraocular Lenses)」という名称の米国特許出願第 12/987,069 号明細書に記載されているレーザ手術システムのうちのいずれかによって放出されるもののような電磁放射線ビーム 28 を放出するように構成することができる。一実施形態において、レーザアセンブリ 12 は、1020 nm から 1050 nm の範囲の波長を有するレーザパルスを発生させることができる。別の実施形態において、レーザアセンブリ 12 は、1030 (± 5) nm の中心波長を有するダイオード励起固体構成を有することができる。追加の実施形態において、レーザアセンブリ 12 は、320 nm から 430 nm までの波長を有するレーザパルスを発生させることができる。例えば、レーザアセンブリ 12 は、3 次調波波長 (355 nm) で作動し、50 ピコ秒から 15 ナノ秒までのパルス持続時間を有するパルスを生成する Nd:YAG レーザ源を含むことができる。スポットサイズに基づいて、一般的な使用パルスエネルギーは、ナノジュールからマイクロジュールの範囲にあると

することができる。レーザアセンブリ 12 は、あらゆる適切な構成の 2 又は 3 以上のレーザを含むことができる。

【0086】

レーザアセンブリ 12 は、制御構成要素及び調整構成要素を含むことができる。一部の実施形態において、制御構成要素は、レーザパルスのエネルギー及びパルス列の平均電力を制御するためのビーム減衰器と、レーザパルスを含むビームの断面空間広がり制御するための固定アパーチャと、ビーム列の流束及び繰り返し数、従って、レーザパルスエネルギーをモニタするための 1 又は 2 以上の電力モニターと、レーザパルスの透過を許可/阻止するためのシャッターとを含むことができる。調整構成要素は、レーザパルスビームの場所及び/又は方向の変化性を受け入れながら、ある距離にわたってレーザパルスを伝達する

10

【0087】

多くの実施形態において、レーザアセンブリ 12 及び共焦点検出アセンブリ 14 は、ベースアセンブリ 26 に対して固定された位置を有することができる。レーザアセンブリ 12 によって放出されたビーム 28 は、固定光路に沿って共焦点検出アセンブリ 14 を抜けて自由浮遊機構 16 に伝播することができる。ビーム 28 は、それを走査アセンブリ 18 に送出することができる自由浮遊機構 16 を可変光路 30 に沿って抜けて伝播することができる。多くの実施形態において、レーザアセンブリ 12 によって放出されたビーム 28 は、それが、患者の移動によって誘起されるレーザアセンブリ 12 とスキャナ 16 の間の光路の長さ変化による影響を受けないように平行化 (collimated) することができる。走査アセンブリ 18 は、ビーム 28 を少なくとも 1 つの次元内で走査する (例えば、ビーム 28 の制御式可変偏向により) ように作動可能とすることができる。多くの実施形態において、走査アセンブリ 18 は、ビーム 28 の伝播方向に対して横断方向の 2 つの次元内でビーム 28 を走査するように作動可能であり、更に、ビーム 28 の伝播方向にその焦点の位置を走査するように作動可能とすることができる。走査ビームは、走査アセンブリ 18 から対物レンズアセンブリ 20 を抜け、インタフェースデバイス 22 を抜けて患者 24 に伝播するように放出することができる。

20

【0088】

自由浮遊機構 16 は、走査アセンブリ 18 によって放出されるビーム 28 と患者 24 とのアラインメントを維持しながら、レーザアセンブリ 12 及び共焦点検出アセンブリ 14 に対する患者 24 の 1 又は 2 以上の方向の様々な移動を受け入れるように構成することができる。例えば、自由浮遊機構 16 は、単位直交方向 (X、Y、及び Z) のあらゆる組合せによって定められるいずれかの方向の患者 24 の様々な移動を受け入れるように構成することができる。

30

【0089】

患者インタフェースデバイス 22 は、患者 24 とのインタフェースとして作用することができるので、患者 24 の移動は、患者インタフェースデバイス 22、対物レンズアセンブリ 20、及び走査アセンブリ 18 の対応する移動をもたらす可能性がある。自由浮遊機構 16 は、例えば、走査アセンブリ 18 と例えば共焦点検出アセンブリ 14 との間の相対移動を受け入れるリンケージと、可変光路 30 を形成するように当該リンケージに適切に結合された光学構成要素と、のあらゆる適切な組合せを含むことができる。一部の実施形態において、自由浮遊機構 16 は、開示内容が当該引用によって本明細書に組み込まれている 2014 年 2 月 26 日出願の「レーザ手術システム (Laser Surgery System)」という名称の米国特許出願第 14/191,095 号明細書及び PCT 出願 PCT/US2014/018752 に記載されているように構成することができる。

40

【0090】

電磁放射線ビーム 28 の一部分は、焦点の場所にある眼球組織から反射することができ、共焦点検出アセンブリ 14 に伝播して戻ることができる。具体的には、電磁放射線ビー

50

10

20

30

40

50

レーザ手術システム 10 は、レーザビーム源と眼の間にビーム経路に沿って位置決めされた可変軸偏光システムを含むことができる。偏光システムは、出力ビームを第 1 の偏光状態又は第 2 の偏光状態を有するように偏光するように構成することができる。偏光システムは、第 1 の構成にある時に出力ビームのこの偏光状態を設定することができ、第 2 の構成にある時に別の偏光状態を設定することができる。

【0095】

一部の実施形態において、波長板は、焦点からの反射電磁放射線をそれがセンサに到達する前に受光するように更に位置決めしてそのように構成することができる。任意的に、レーザ手術システム 10 は、波長板を通過した反射電磁放射線をセンサに向けるように配置された偏光ビームスプリッタを更に含むことができる。出力ビームの焦点の位置以外の眼の位置からの反射電磁放射線を阻止するために、アパーチャを位置決めすることができる。

10

【0096】

一部の実施形態において、波長板は、第 1 の場所と第 2 の場所の間で回転可能とすることができる。波長板は、第 1 の場所と第 2 の場所の間で 45 度回転させることができる。任意的に、波長板は、第 1 の場所と第 2 の場所の間で 90 度回転させることができる。ビームスキャナは、XY 走査デバイスと Z 走査デバイスを含むことができる。XY 走査デバイスは、出力ビームをその伝播に対して横断方向の 2 つの次元内に偏向するように構成することができる。Z 走査デバイスは、ビームの収束角を変化させるように構成することができる。

20

【0097】

図 2 は、レーザ手術システム 10 の一実施形態の詳細を略示している。具体的には、レーザアセンブリ 12、共焦点検出アセンブリ 14、及び走査アセンブリ 18 に関する例示的構成を略示している。図示の実施形態に示すように、レーザアセンブリ 12 は、超高速 (UF) レーザ 32 (例えば、フェムト秒レーザ) と、アラインメントミラー 34、36 と、ビーム拡大器 38 と、2 分の 1 波長板 40 と、偏光子及びビーム廃棄デバイス 42 と、出力ピックアップ及びモニター 44 と、システム制御式シャッター 46 とを含むことができる。レーザ 32 によって出力された電磁放射線ビーム 28 は、アラインメントミラー 34、36 によって偏向することができる。多くの実施形態において、アラインメントミラー 34、36 は、ビーム 28 を下流光学構成要素を通る下流光路に位置合わせする機能を与えるために、場所及び/又は向きにおいて調節可能とすることができる。次いで、ビーム 28 は、その直径を増大させることができるビーム拡大器 38 を通過することができる。拡大されたビーム 28 は、次いで、2 分の 1 波長板 40 を通過することができ、その後、偏光子を通過する。偏光子 42 を射出するビームは、直線偏光状態にあるとすることができる。2 分の 1 波長板 40 は、この偏光を回転させることができる。偏光子 42 を通過する光の量は、直線偏光の回転角に依存する。従って、偏光子 42 を有する 2 分の 1 波長板 40 は、ビーム 28 の減衰器として機能することができる。この減衰から除外された光は、ビームダンプ内に向けることができる。次いで、減衰されたビーム 28 は、出力ピックアップ及びモニター 44 を通過し、次いで、システム制御式シャッター 46 を通過することができる。システム制御式シャッター 46 を出力ピックアップ及びモニター 44 の下流に位置付けることにより、システム制御式シャッター 46 を開く前に、ビーム 28 の電力を検査することができる。

30

40

【0098】

図示の実施形態に示すように、共焦点検出アセンブリ 14 は、偏光又は非偏光のビームスプリッタのような偏光感応デバイス 48 と、フィルタ 50 と、集束レンズ 51 と、ピンホールアパーチャ 52 と、検出センサ 54 とを含むことができる。偏光ビームスプリッタ 48 の下流には、4 分の 1 波長板 56 を配置することができる。レーザアセンブリ 12 から受光されるビーム 28 は、偏光ビームスプリッタ 48 を通過するように偏光することができる。次いで、ビーム 28 は、4 分の 1 波長板 56 を通過することができ、それによってビーム 28 の偏光軸が回転される。好ましい回転量は、4 分の 1 回転とすることができ

50

る。患者の眼内の焦点から反射された後に、ビーム 28 のうちで帰還する反射部分は、4 分の 1 波長板 56 を逆に通過することができ、それによってビーム 28 の帰還反射部分の偏光軸が回転される。4 分の 1 波長板 56 を逆に通過した後に、ビームの帰還反射部分は、眼から反射された光を偏光ビームスプリッタ 48 によって完全に反射することができるように、90°の合計偏光回転を受けることができる。例えば、撮像ターゲットの構造が水晶体である場合に、角膜の複屈折に対処することができる。この場合に、波長板 56 の 2 回通過並びに角膜の 2 回通過が 90°の偏光回転に加え合わせられるように波長板 56 を調節及び / 又は構成することができる。一部の実施形態において、角膜の複屈折は患者毎に異なる可能性があるため、検出センサ 54 に帰還する信号を最適化するために、波長板 56 の構成 / 調節を動的に行うことができる。一部の実施形態において、波長板 56 は、ある角度で回転させることができる。従って、ビーム 28 の帰還反射部分は、フィルタ 50 を抜け、レンズ 51 を抜けてピンホールアパーチャ 52 に向けられるように、偏光ビームスプリッタ 48 によって少なくとも部分的に反射されるように偏光することができる。フィルタ 50 は、当該波長以外の波長を阻止するように構成することができる。ピンホールアパーチャ 52 は、焦点以外の位置から反射されたビーム 28 のいずれかの帰還反射部分が検出センサ 54 に到達することを阻止することができる。検出センサ 54 に到達するビーム 28 の帰還反射部分の量は、ビーム 28 の焦点の場所にある組織の性質に依存するので、検出センサ 54 によって発生される信号は、眼の構造に関する画像 / 位置を生成するために関連の焦点位置に関するデータとの組合せで処理することができる。

【0099】

図示の実施形態に示すように、走査アセンブリ 18 は、Z 走査デバイス 58 と XY 走査デバイス 60 を含むことができる。Z 走査デバイス 58 は、ビーム 28 の収束 / 発散の角度を変化させ、それによって焦点の位置をビーム 28 の伝播方向に変更するように作動可能とすることができる。例えば、Z 走査デバイス 58 は、ビーム 28 の収束 / 発散の角度を変化させるためにビーム 28 の伝播方向に制御可能に可動な 1 又は 2 以上のレンズを含むことができる。XY 走査デバイス 60 は、ビーム 28 の伝播方向に対して横断方向の 2 つの次元内でビーム 28 を偏向するように作動可能とすることができる。例えば、xy 走査デバイス 60 は、ビーム 28 の伝播方向に対して横断方向の 2 つの次元内でビーム 28 を走査するように制御可能に偏向可能な 1 又は 2 以上のミラーを含むことができる。従って、Z 走査デバイス 58 と XY 走査デバイス 60 の組合せは、例えば患者の眼内で焦点を 3 つの次元内で制御可能に走査するように作動させることができる。

【0100】

図示の実施形態に更に示すように、カメラ 62 及び関連のビデオ照明 64 は、走査アセンブリ 18 と統合することができる。カメラ 62 とビーム 28 は、対物レンズアセンブリ 20 を抜けて眼に至る共通の光路を共有することができる。ビーム 28 をカメラによって使用される照明波長と組み合わせる / そこから分離するために、ビデオダイクロイック 66 を使用することができる。例えば、ビーム 28 は、約 355 nm の波長を有することができ、ビデオ照明 64 は、450 nm よりも長い波長を有する照明を放出するように構成することができる。従って、ビデオダイクロイック 66 は、450 nm よりも長い波長を透過すると同時に 355 nm の波長を反射するように構成することができる。

【0101】

図 3 は、眼を撮像するための多くの実施形態によるレーザ手術システム 10 の処理 200 の作動の概略ブロック図である。レーザ手術システム 10 は、ビーム源を用いて電磁放射線ビームを発生させる (作動ブロック 202)。レーザ手術システム 10 は、電磁放射線ビームをビーム源からスキャナまで眼の移動に応答して変化する光路長を有する可変光路に沿って伝播させる (作動ブロック 204)。レーザ手術システム 10 は、電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に集束させる (作動ブロック 206)。レーザ手術システム 10 のスキャナは、焦点を眼内の様々な位置に対して走査する (作動ブロック 208)。レーザ手術システム 10 は、電磁放射線ビームのうちで焦点位置から反射された部分を

可変光路に沿ってセンサに逆に伝播させる（作動ブロック 210）。センサは、電磁放射線ビームのうちで焦点位置から反射され、センサに伝播した部分の強度を示す強度信号を発生させる（作動ブロック 212）。

【0102】

図 4、図 5、及び図 6 は、処理 200 の一部として達成することができるオプションを示している。例えば、レーザ手術システム 10 は、眼の移動を受け入れるようにスキャナを支持するための第 1 の支持アセンブリを含むことができる（作動ブロック 214）。レーザ手術システム 10 は、眼の移動を受け入れるように第 1 の支持アセンブリを更に支持する第 2 の支持アセンブリを使用することができる（作動ブロック 216）。第 1 の支持アセンブリは、可変光路の一部分に沿ってスキャナに伝播するように電磁放射線ビームを反射するように構成された第 1 の反射器を支持する（作動ブロック 218）。ベースアセンブリは、眼の移動を受け入れるように第 2 の支持アセンブリを支持する（作動ブロック 220）。第 2 の支持アセンブリは、可変光路の一部分に沿って伝播して第 1 の反射器上に入射するように電磁放射線ビームを反射するように構成された第 2 の反射器を支持することができる（作動ブロック 222）。電磁放射線ビームのうちで焦点位置以外の位置から反射された部分を阻止するために、電磁放射線ビームの反射部分をアパーチャに通すことにより、センサは、強度信号を発生させる（作動ブロック 224）。電磁放射線ビームが、偏光感应デバイスを通過し（作動ブロック 226）、それによって電磁放射線ビーム及び電磁放射線ビームのうちで焦点位置から反射された部分のうちの少なくとも一方の偏光が修正される（作動ブロック 228）。偏光感应デバイスは、電磁放射線ビームのうちで焦点位置から反射された部分をセンサ上に入射するように反射する（作動ブロック 230）。

【0103】

図 7 A は、本発明の一部の実施形態による眼の角膜を撮像するためのレーザ手術システムの処理 100 を示している。一部の状況では、共焦点検出器を用いて角膜を正確に撮像することが望ましい場合がある。更に、例えば、角膜の厚みを決定するために、角膜の前境界及び後境界を正確に識別又は検出することが望ましい場合がある。共焦点信号の強度は、角膜の前面と裏面との間で有意に変化することができ、それによって検出が理想な場合よりも困難になる可能性がある。この強度変化は、共焦点検出器において信号損失をもたらす可能性がある角膜の局所複屈折変化に関連付けることができる。更に、少なくとも一部の眼では、角膜の複屈折特性が角膜の深度と共に変化する可能性がある。更に、角膜複屈折特性は、横方向及び半径方向に予想不能な量で変化する可能性がある。従って、一部の実施形態において、4 分の 1 波長板を逆に通過する光の一部が、センサに向けてではなく光源に向けて反射されるように、この光を偏光ビームスプリッタを抜ける 2 回目の通過時に 90 度以外の角度だけ回転させることができる。図 7 A に提供している処理 100 は、角膜の裏面を撮像する課題のうちの一部に対処することができる。処理 100 は、変数 θ がゼロに等しい状態で開始することができる（作動ブロック 102）。変数 θ は、波長板の初期場所に対する波長板の回転角を表すとしてすることができる。従って、波長板は、処理 100 の開始時（作動ブロック 102）に初期場所にあるとすることができる。レーザ手術システムが、ビーム源、例えば、レーザ 32 を用いて電磁放射線ビームを発生させる（作動ブロック 104）。電磁放射線ビームは、初期偏光を有するように偏光される（作動ブロック 106）。電磁放射線ビームは、偏光感应デバイスを通過し（作動ブロック 108）、波長板を通過する（作動ブロック 110）。電磁放射線ビームは、眼内の位置にある焦点に集束させることができ（作動ブロック 114）、焦点を眼内の複数の異なる位置に対して走査することができる（作動ブロック 116）。電磁放射線ビームを集束させること及び/又は電磁放射線の焦点を走査することに応答して、電磁放射線を焦点から反射させて、レーザ手術システムによって受光することができる（作動ブロック 118）。受光反射電磁放射線は、波長板に通すことができ（作動ブロック 120）、偏光感应デバイスによってセンサに向けて更に反射することができる（作動ブロック 122）。電磁放射線のうちで焦点位置以外の位置から反射された部分は、例えば、アパーチャによ

て阻止することができる（作動ブロック１２４）。センサにより、受光反射電磁放射線の強度を示す強度信号を発生させることができる（作動ブロック１２６）。角度の大きさが９０度よりも大きい又はそれに等しい（例えば、波長板がその初期場所から９０度回転した）場合は（作動ブロック１２８）、レーザ手術システムは、眼の画像を発生させる（作動ブロック１２９及び終了１３０）。角度の大きさが９０度よりも小さい場合は（作動ブロック１２８）、変数 x を漸増量 x だけ増大させることができる。波長板は、回転角だけ機械的に回転させることができる（作動ブロック１３４）。その後、レーザ手術システムはループバックし、角度だけ回転された波長板を用いて作動ブロック１０４～１２６を繰り返すことができる。処理１００は、波長板の初期場所から９０度だけ回転された波長板を用いて段階１０４～１２６が実施された時に終了することができる。

10

【０１０４】

明らかなように、処理１００の一実施形態において、レーザ手術システム１０は、変化する波長板の向きに起因して変化する偏光度を有する１よりも多い電磁放射線ビームの焦点で眼を走査する。この複数回走査、従って、複数個の強度信号は、角膜の前面及び後面を撮像する際の角膜の複屈折に起因する欠点を補償するのに役立たせることができる。いくつかの強度信号は、眼の角膜の前部からの強い強度信号を含む可能性がある。他の強度信号は、眼の角膜の後部からの強い強度信号を含む可能性がある。一部の実施形態において、前面及び後面のような角膜の前詳細部及び後詳細部を正確に識別するための複合信号を形成するために、複数個の強度信号を部分的又は全体的に使用することができる。従って、複数回走査は、局所角膜複屈折特性に起因する撮像信号損失を補償することができる。

20

【０１０５】

多くの実施形態において、上述の方法は、図１及び図２に示すレーザ手術システム１０によって実施することができる。例えば、段階１０４を実施するには、レーザ３２を使用することができる。段階１０６を実施するには、偏光及びビーム廃棄デバイス４２を使用することができる。段階１０８では、電磁放射線ビームは、偏光ビームスプリッタ４８を通過することができる。段階１１０を実施するには、電磁放射線ビームの初期偏光を修正するために４分の１波長板５６を使用することができる。段階１１４及び段階１１６を実施するには、 XY 走査デバイス６０及び Z 走査デバイス５８を使用することができる。段階１２０では、反射電磁放射線を受光してその偏光を修正するために４分の１波長板５６を使用することができる。段階１２２では、反射電磁放射線をセンサに向けて反射するために偏光ビームスプリッタ４８を使用することができる。段階１２４を実施するには、ピンホールアパーチャ５２を使用することができ、段階１２６を実施するには、検出器５４を使用することができる。一部の実施形態において、方法１００に従って複数回走査を実施するようにレーザ手術システム１０を事前プログラムすることができる。

30

【０１０６】

変数 x は、あらゆる区分値とすることができる。一部の実施形態において、 x は、１度、２度、３度、５度、１５度、３０度、４５度、又は９０度とすることができる。一部の状況では、処理１００を迅速に実施することが望ましい場合がある。任意的に、処理１００は、 x が９０度である場合に２回の走査で完了することができる。そのような実施形態において、電磁放射線ビーム焦点で眼を２回走査することができる。この２回走査は、好ましくは、連続走査の間又は最中の撮像システムに対する不用意な眼の移動の効果を最小にするために行うことができる。図７Ｂ及び図７Ｃは、そのような処理によって発生された角膜８００からの２つの例示的強度プロファイルを示している。図７Ｂは、４分の１波長板が４５度の初期場所を有する場合に発生された角膜８００からの反射電磁放射線の強度プロファイルを示している。明らかなように、図７Ｂの走査は、角膜８００の前面８０２において高めの強度プロファイルを含む可能性があるが、角膜８００の後面８０４のいくつかの部分に向けて低めの強度を有する可能性がある。角膜８００の後面８０４に向かう強度信号は、角膜８００の周囲に向けて低下する可能性がある。図７Ｂに示す走査の後に、図７Ｃに示す２回目の走査を実施することができる。図７Ｃは、４分の１波長板が初

40

50

期場所から135度まで90度回転された後に発生された角膜800からの反射電磁放射線の強度プロファイルを示している。明らかなように、図7Cの走査は、4分の1波長板が135度まで回転された場合に、角膜の前面802において低めの強度を有する強度プロファイルを含む可能性がある。しかし、図7Cの走査は、角膜800の後面804の一部において高めの強度を有する強度プロファイルを含む可能性がある。特に、図7Cの走査は、角膜800の後面の角膜800の周囲の近くで高めの強度を有する強度プロファイルを与える可能性がある。従って、局所変化に対処して角膜800の前面802と後面804の両方をより正確に識別するために、図7B及び図7Cに示す2つの走査を合わせて使用することができる。任意的に、その後、角膜の厚みを正確に計算することができる。

10

【0107】

角膜の面プロファイルは、多くの方法のうちの1又は2以上で測定することができ、このプロファイルは、角膜前面トポグラフィプロファイル、角膜後面トポグラフィプロファイル、又は角膜厚みプロファイルのうちの1又は2以上を発生された強度プロファイルから得られるものとして含むことができる。多くの実施形態において、面プロファイルは、3次元プロファイル表現を含み、外科レーザに統合された角膜トポグラフィシステム又は角膜トモグラフィシステムからの角膜曲率測定値の抽出値のような1又は2以上の画像からの1又は2以上のパラメータの抽出値を含むことができる。1又は2以上のパラメータは、角位置、深度、弧長、及び切開部の前部から後部までの寸法のような眼の上の組織治療パターンを決定するために使用することができる。例えば、面プロファイルは、複数の弧状切開部の治療軸であって、これらの切開部がこの軸に対して横断方向の弧に沿って延びるという治療軸を決定するために使用することができる。

20

【0108】

多くの実施形態において、眼の光学面は、フーリエ変換、多項式、球面調和関数、テイラー多項式、ウェーブレット変換、又はゼルニケ多項式のうちの1又は2以上に適用される。光学組織面は、例えば、角膜の前面、角膜の後面、水晶体囊の前面、水晶体囊の後面、水晶体皮質の前面、水晶体皮質の後面、水晶体核の前面、水晶体核の後面、実質的に一定の屈折率を有する水晶体の1又は2以上の前面、実質的に一定の屈折率を有する水晶体の1又は2以上の後面、網膜面、中心窩面、ターゲット角膜面のような視覚を矯正するためのターゲット組織面、眼内水晶体の前面、又は眼内水晶体の後面のうちの1又は2以上を含むことができる。

30

【0109】

一実施形態において、図8に示す角膜150は、第1の複屈折を有する第1の領域152と、第2の複屈折を有する第2の領域154と、を有する場合がある。この場合に、角膜を撮像するのに、第1の電磁放射線ビームは、角膜150の第1の領域152を通して眼内の第1の位置に向けることができる。第1の電磁放射線ビームは、第1の偏光を有することができる。第2の電磁放射線ビームは、角膜150の第2の領域154を通して眼内の第2の位置に向けることができる。第2の電磁放射線ビームは、第1の偏光とは異なる第2の偏光を有することができる。第1及び第2の電磁放射線ビームを向ける段階に回答して眼から反射された電磁放射線信号を用いて、第1及び第2の位置を網羅する眼の画像を発生させることができる。従って、レーザ手術システム10は、角膜複屈折特性における局所差に対処するために、異なる偏光を有する複数のビームを使用する単一複合画像を与えることができる。

40

【0110】

図9は、本発明の一部の実施形態による眼の角膜を撮像するためのレーザ手術システム10の別の処理400を示している。一部の状況では、角膜の複屈折を補償して、角膜の前境界及び後境界を正確に識別するために処理400を使用することができる。レーザ手術システム10が電磁放射線ビームを生成し（作動ブロック402）、この電磁放射線ビームを初期偏光を有するように偏光することができる（作動ブロック404）。電磁放射線ビームは偏光感応デバイスを通過し（作動ブロック406）、楕円偏光される（作動ブ

50

ロック 408)。レーザシステム手術器 10 は、楕円偏光電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に集束させ（作動ブロック 412）、焦点を眼内の複数の異なる位置に対して走査する（作動ブロック 414）。レーザシステム手術器 10 は、焦点から反射された電磁放射線を受光する（作動ブロック 416）。受光反射電磁放射線は偏光子を通過し（作動ブロック 418）、センサに向けて反射されるか又は誘導される（作動ブロック 420）。レーザ手術システム 10 は、電磁放射線のうちで焦点位置以外の位置から反射された部分を阻止することができる（作動ブロック 422）。レーザ手術システム 10 は、受光反射電磁放射線の強度を示す強度信号を発生させることができる。

【0111】

楕円偏光光は、例えば、ビームスプリッタを抜ける 2 回目の通過時に、1 つの角度において直線偏光光を生成することにはならず、従って、信号が小幅の深度で変化することになるので、処理 400 の一実施形態において、レーザ手術システム 10 は、角膜の前部及び後部を識別及び / 又は撮像するのに楕円偏光光を使用することができる。

【0112】

図 10A 及び図 10B は、多くの実施形態によるレーザ手術システム 11 を略示している。レーザ手術システム 10 は、レーザアセンブリ 12 と、共焦点検出アセンブリ 14 と、共焦点バイパスアセンブリ 15 と、伝達光路 17 と、走査アセンブリ 18 と、対物レンズアセンブリ 20 と、患者インタフェースデバイス 22 とを含む。レーザ手術システム 11 は、図 2 に示すレーザ手術システム 10 に記述される要素を含む。一般的に共焦点バイパスアセンブリ 15 は、少なくとも 1 つの光学要素 19 を含み、反射電磁ビーム 29 の一部分を共焦点検出アセンブリ 14 内のセンサに送出する少なくとも 1 つの光学要素（図示せず）の周りに反射電磁ビーム 29（電磁ビーム 28 の一部分）の光路を可逆的に迂回させるように作動可能である。共焦点検出アセンブリ 14 の光学要素をバイパスすることにより、反射光 29 は共焦点バイパスアセンブリ 14 内のセンサに伝達されないので、撮像システムは非作動にされる。図 10A に図示の実施形態において、共焦点バイパスアセンブリ 15 は、電磁ビーム 28 の光路をバイパスさせるように能動的に作動していない状態で表しており、従って、図 10A では、反射電磁ビーム 29 の一部分は、伝達光路 16 から共焦点検出アセンブリ 14 に伝播するように示され、それによってレーザ手術システム 10 の撮像システムが作動可能になる。この状態をレーザ手術システム 100 の「撮像モード」と呼ぶ場合がある。

【0113】

図 10A の実施形態に従って作動する時には、電磁ビームは、好ましくは、組織を修正しないように構成される。例えば、電磁ビームを組織修正に対する閾値レベルよりも小さいエネルギーレベルを有するように減衰、又は他に修正することができる。これに代えて電磁ビームは、撮像モードにおいても組織を修正するように構成することができる。

【0114】

撮像モードの好ましい実施形態において、電磁ビーム 28 の一部分は、焦点の場所の眼球組織によって反射され、光路を逆に辿って共焦点検出アセンブリ 14 に伝播する。具体的には、電磁ビーム 28 の反射部分 29 は、患者インタフェースデバイス 22 を逆に抜け、対物レンズアセンブリ 20 を逆に抜け、走査アセンブリ 15 を逆に抜け（更にそれによって脱走査され）、伝達光路 15 を逆に抜けて共焦点検出アセンブリ 14 に進行する。多くの実施形態において、本明細書で更に解説するように、電磁ビーム 28 のうちで共焦点検出アセンブリに至るまで逆進する反射部分 29 はセンサ上に入射するように向けられ、センサは、電磁ビームのこの入射部分の強度を示す強度信号を発生させる。眼内の焦点の関連の走査に結合された強度信号は、例えば、角膜の前面、角膜の後面、虹彩、水晶体囊の前面、及び水晶体囊の後面のような眼の構造を撮像 / 位置付けるために走査パラメータと共に処理することができる。

【0115】

一般的に、伝達光路 17 は、ビーム 28 を共焦点検出アセンブリ 14 又は共焦点バイパスアセンブリ 15 から走査アセンブリ 18 に向ける 1 又は 2 以上の光学要素を含む。伝達

光路 17 を図 1 A のレーザ手術システム 10 の別個の構成要素として示すが、伝達光路 17 は任意的なものであることに注意しなければならない。他の実施形態において、伝達光路 17 は、様々な他の機能として機能することができる。例えば、別の実施形態において、伝達光路 17 は、図 2 の実施形態に関して記述した自由浮遊機構 16 を含むか又はそれによって置換することができる。

【0116】

図 10 B は、共焦点バイパスアセンブリ 15 が電磁ビーム 28 の光路に配置された場合の図 1 A のレーザ手術システム 11 を略示している。図 10 B では、共焦点バイパスアセンブリ 15 は、電磁ビーム 28 の反射部分が共焦点検出アセンブリ 30 内のセンサに伝達されないように共焦点検出アセンブリ 14 の少なくとも 1 つの光学要素（図示せず）の周りにビーム 28 をバイパスさせる別の光路（すなわち、迂回光路）に沿って電磁ビーム 28 の光路を可逆的に迂回させるように作動可能である。図 10 B の実施形態において、共焦点バイパスアセンブリ 15 は、電磁ビーム 28 の光路をバイパスさせるように能動的に作動している状態で表しており、従って、図 10 B では、電磁ビーム 28 は、レーザアセンブリ 20 から共焦点バイパスアセンブリ 15 を抜ける光路に沿って共焦点バイパスアセンブリ 14 の光学要素（図示せず）の周りを伝播するように示され、従って、電磁ビーム 28 のいかなる部分も共焦点検出アセンブリ 14 のセンサ（検出器）に向けられない。本明細書ではこの状態をレーザ手術システム 10 の「非撮像モード」又はこれに代えて「治療モード」と呼ぶ場合がある。

【0117】

図 10 B の治療モードの多くの実施形態において、レーザアセンブリ 20 によって放出されたビーム 28 は、共焦点バイパスアセンブリ 15 内の固定光路に沿って伝達光路 17 に伝播する。伝達光路 17 に到達すると、ビーム 28 は、残りのレーザ手術システムを図 10 A の実施形態と同じか又は類似の方式で抜けて伝播する。具体的には、ビーム 28 は、図 10 A に関して上述したように伝達光路 17 に沿って進行し、次いで、走査アセンブリ 18 に送出され、対物レンズアセンブリ 20、インタフェースデバイス 22 を抜けて伝播して患者 24 に至る。

【0118】

図 10 B の実施形態において、電磁ビーム 28 の一部分は、焦点の場所にある患者の組織によって反射され、電磁ビーム 28 を送出した光路を逆に辿る光路に沿って伝播することに注意しなければならない。具体的には、電磁ビーム 28 の反射部分は、患者インタフェースデバイス 22 を逆に抜け、対物レンズアセンブリ 20 を逆に抜け、走査アセンブリ 18 を逆に抜け（更にそれによって脱走査され）、伝達光路 17 を逆に抜けて進行する。しかし、反射ビームは、電磁ビーム 28 の光路を共焦点検出アセンブリ 14 の少なくとも 1 つの光学要素の周りで迂回光路に沿って再度バイパスさせる共焦点バイパスアセンブリ 15 に入射し、従って、反射光は、共焦点検出アセンブリ 14 によって検出されない。

【0119】

治療モードで作動する時には、ビーム 28 の方向及び場所は、電磁ビームの伝播方向に対して横断方向の平面内で迂回光路の入口とそこからの出口とにおいて好ましくは同じか又は実質的に同じである。ビーム 28 の方向及び場所は、ビーム特性がシステムレベルのターゲット仕様を満たすのに十分である限り、電磁ビームの伝播方向に対して横断方向の平面内で迂回光路の入口とそこからの出口とにおいて実質的に同じであると見なされる。

【0120】

更に、治療モードにおける共焦点バイパスアセンブリ 14 の迂回光路からの射出時のビーム 28 の方向及び場所は、電磁ビーム 28 の伝播方向に対して横断方向の平面内で撮像モードにおける光路内の同じ場所におけるビーム 28 の方向及び場所と同じか又は実質的に同じである。

【0121】

治療モードで作動する時には、電磁ビーム 28 は、好ましくは、組織を修正することができるように構成される。例えば、電磁ビームは、好ましくは、組織修正に対する閾値レ

ベルよりも大きいエネルギーレベルを有する。

【 0 1 2 2 】

図 1 1 は、撮像モードに従って眼を撮像する方法による処理 5 0 0 の作動の概略ブロック図である。処理 5 0 0 を実施するには、本明細書で説明するもののようなあらゆる適切なデバイス、アセンブリ、及び / 又はシステムを使用することができる。処理 5 0 0 は、ビーム源を用いて電磁ビームを発生させる段階（作動ブロック 5 0 2）と、電磁ビームを共焦点撮像アセンブリの少なくとも 1 つの光学要素を含む光路に沿ってビーム源からスキャナに伝播させる段階（作動ブロック 5 0 4）とを含む。処理 5 0 0 は、電磁ビームを眼内の位置にある焦点に集束させる段階（作動ブロック 5 0 6）を含む。処理 5 0 0 は、スキャナを用いて焦点を眼内の様々な位置に対して走査する段階（作動ブロック 5 0 8）を含む。処理 5 0 0 は、電磁ビームのうちで焦点位置から反射された部分を反射電磁ビームをセンサに伝達する少なくとも 1 つの光学要素に光路を逆に辿って伝播させる段階（作動ブロック 5 1 0）を含む。処理 5 0 0 は、センサを用いて、焦点位置から反射されてセンサに伝播した電磁ビームの強度を示す強度信号を発生させる段階（作動ブロック 5 1 2）を含む。

10

【 0 1 2 3 】

図 1 2 は、撮像モードから非撮像モードに作動を可逆的に切り換えるための処理 5 0 1 であり、レーザ源を用いて電磁ビームを発生させる段階（作動ブロック 5 0 2）と、電磁ビームを共焦点撮像アセンブリの少なくとも 1 つの光学要素を含む光路に沿ってビーム源から伝播させる段階（作動ブロック 5 0 4）と、共焦点バイパスアセンブリを光路の中に移動し、それによって電磁ビームを共焦点撮像アセンブリの少なくとも 1 つの要素の周りにバイパスさせる段階（作動ブロック 5 1 4）と、バイパスした電磁放射線をスキャナに伝播させる段階（作動ブロック 5 1 6）と、スキャナを用いて焦点を眼内の様々な位置に対して走査する段階（作動ブロック 5 1 8）と、焦点位置から反射された電磁ビームのいずれかの部分が少なくとも 1 つの光学要素によって共焦点バイパスアセンブリのセンサに伝達されるのを防ぐ段階（作動ブロック 5 2 0）と、共焦点バイパスアセンブリを光路の外に移動する段階（作動ブロック 5 2 2）とを含むことができる。

20

【 0 1 2 4 】

共焦点バイパスアセンブリの一実施形態 7 0 0 を図 1 3 に示している。共焦点バイパスアセンブリ 7 0 0 は、起動アーム 7 2 0 の一端に固定可能に接続され、先端 7 1 6 によって定位置に固定されたアーム 7 1 5 を有するプッシュソレノイド 7 1 0 を含む。図 5 の実施形態において、プッシュソレノイド 7 1 0 は、ベース 7 5 0 に固定可能に装着されたフレーム 4 1 7 内に保持される。プッシュソレノイドのアーム 7 1 5 は、「A」方向に可逆的に移動する。起動アーム 7 2 0 の他端は、バイパス光学要素 7 3 0 が上部に装着されたプラットフォーム 7 3 5 を有する担体 7 2 5 に接続される。共焦点バイパスアセンブリ 7 0 0 は、「A」方向に沿って相互移動する 2 つの側面を有するスライド部材 7 4 5 を更にも含むことができる。図 5 の実施形態において、担体 7 2 5 は、スライド 7 4 5 の一方の側面に固定可能に接続され、プッシュソレノイド 7 1 0 を保持するフレーム 7 1 7 は、スライド 7 4 5 の他方の側面に固定可能に接続され、それによってプッシュソレノイドと担体とは、互いに対して方向「A」に移動する。

30

40

【 0 1 2 5 】

作動時に、図 5 の実施形態において、プッシュソレノイド 4 1 0 のアーム 7 1 5 は、プッシュソレノイドの本体から離れるように方向「A」に移動し、アーム 7 1 5 のこの移動は、起動アーム 7 2 0 を通して担体 7 2 5 に伝達され、スライド 7 4 5 の作用によってプッシュソレノイドの本体に対する同じ「A」方向の担体 7 2 5 の移動をもたらす。このようにして、バイパス光学要素 7 3 0 は、電磁ビームの電磁経路の光路内に持ち上げられる。次いで、プッシュソレノイド 7 1 0 のアーム 7 1 5 を制御電子機器の制御下でプッシュソレノイド 7 1 0 の本体に向けて移動することによってバイパス光学要素 7 3 0 を光路から取り出すことができ、それによってバイパス光学要素 7 3 5 がビーム 2 8 の光路の外に移動される。

50

【 0 1 2 6 】

一般的に、共焦点バイパスアセンブリは、電磁ビームの光路の中に挿入されてビームを共焦点検出アセンブリの少なくとも1つの光学要素の周りにバイパスさせる、本明細書ではバイパス光学要素と呼ぶ1又は2以上の光学要素を含む。それによって共焦点バイパスアセンブリは、共焦点検出アセンブリの1又は2以上の光学要素の周りに、本明細書では迂回光路と呼ぶ別の光路を確立する。従って、共焦点バイパスアセンブリは、撮像モード又は治療モードが望ましい時に、システム制御電子機器の制御下で1又は2以上のバイパス光学要素を電磁ビームの光路の内外に可逆的に移動するように構成しなければならない。当業者は、この場合に、光路の内外への光学要素の可逆移動が多くの方法で達成できることを認識するであろう。

10

【 0 1 2 7 】

好ましい実施形態において、バイパス光学要素は、当該バイパスプリズムの中での一連の反射によってビーム28を共焦点検出アセンブリの光学要素の周りにバイパスさせるように設計されたバイパスプリズムである。一実施形態において、バイパスプリズムは、単一の一体ユニットを形成するように任意的に互いに接合することができる2つの偏菱形プリズムから構成される。これに代えて、ビームを共焦点検出アセンブリの光学要素の周りにバイパスさせる上でミラーセットを使用することができる。

【 0 1 2 8 】

図14A及び図14Bは、レーザ手術システムのある一定の態様を示し、バイパス光学要素としてバイパスプリズムを含む共焦点バイパスアセンブリの作動を示している。図14Aでは、バイパス要素は、光学ビーム28の下にあり、上から見た時の共焦点検出アセンブリに対するバイパス要素の相対的な場所を指定するために、この要素を破線に示している。図14Aでは共焦点バイパスアセンブリが光路に存在しないので、図14Aは、撮像が有効なシステムモードを示している。図14Aでは、電磁ビーム28は、ビームスプリッタ(BS)305を通過し、次いで、スキャナに送出され、更に、光をターゲット組織上に集束させる対物系に送出される(図示せず)。ターゲット組織から帰還する散乱光29は、再度ビームスプリッタ305を抜けるように向けられ、更に、集束レンズ310、ピンホールアパーチャ315、及びセンサ(光検出器)320に向けられる。

20

【 0 1 2 9 】

好ましくは、ビームスプリッタ305は、電磁ビーム28の一部分だけしかターゲットに透過させず、その結果、高電力の除外ビーム31がダンプ301に向けられ、同時に電磁ビーム28の残りの部分が光源からスキャナに伝播する、というようにビーム28を減衰するように構成される。好ましくは、ビームスプリッタは、入射光のうちの20%未満、より好ましくは90%未満、より好ましくは95%未満、より好ましくは入射光のうちの99%又はそれ未満、を透過させる。更に、ビームスプリッタ310は、センサ320に向けられる帰還散乱光29の高い反射率を有するように構成される。好ましくは、ビームスプリッタは、反射光のうちの80%、より好ましくは反射光のうちの90%、より好ましくは反射光のうちの95%、より好ましくは反射光のうちの99%又は99%超を反射する。こうして図14Aの撮像モードでは、ビームスプリッタ305を射出するビーム28は減衰され、撮像に対して最適化される。ビームスプリッタ305を射出するビーム28は、ターゲット組織を修正するのに十分である必要はなく、好ましい実施形態において、ビーム28は、ビームスプリッタ305を射出してターゲット組織に向けて伝播する時にターゲット組織を修正するようには構成されない。

30

40

【 0 1 3 0 】

好ましくは、ビームスプリッタ305は、ビーム28の光路内に固定され、偏光ビームスプリッタではない(すなわち、ビームスプリッタ305は、反射光の偏光特性に基づいてビームを分割するようには作動しない)。より好ましくは、ビームスプリッタ305はビームスプリッタプリズムである。

【 0 1 3 1 】

図14Bは、ビームスプリッタ305に近い光路内に挿入されたバイパスプリズム30

50

2を示している。バイパスプリズム302が、図14Bに示すようにビーム28の光路内に挿入されると、ビーム28は、点Cにおいて迂回光路に入射し、バイパスプリズム302の本体内で迂回光路を形成する一連の反射を受けることでバイパスプリズム302によってビームスプリッタの周りに向けられ、その後、バイパスプリズムを点Bにおいて射出する。光路を確立するのに必要とされる厳密な反射回数は必ずしも限定されないが、ビーム28の場所、方向、及び向きが、ビーム28が迂回光路に入射する点(図14Bの点C)及び光路を射出する点(図14Bの点B)で同じに留まるように、合計反射回数は偶数でなければならない。図14Bでは、一連の4回の反射を示しており、各反射角が直角であるように表されており、これらは好ましいが、いずれも必要とされない。当業者は、様々な反射角を使用する迂回光路に沿って偶数回の反射を達成するために迂回光路を様々な光学要素で構成することができることを認識するであろう。

10

【0132】

好ましくは、電磁ビーム28の方向及び向きは、電磁ビーム28が迂回光路を射出する点(図14Bの点B)と、撮像モードの光路内の同じ位置(図14Aの点B)と、で同じか又は実質的に同じに留まる。「実質的に同じ」は、ビーム特性が、システムレベルのターゲット仕様を満たすのに十分であることを意味する。

【0133】

ビーム28をビームスプリッタ305の周りにバイパスさせることにより、ビームスプリッタプリズム300の電力減衰が回避され、撮像光路に対して必要とされる照準精度が得られ、レーザビームは、ターゲット上に集束させるための顕微鏡対物系の方向に向けられる。好ましくは、図14Bの治療モードでは、電磁ビームは、ターゲット組織を修正するように構成される。

20

【0134】

バイパスプリズム及び共焦点バイパスアセンブリを使用するシステムの一実施形態を図15A及び図15Bに示している。システム350は、制御電子機器325と、光源320と、光学減衰器340と、ビーム拡大器335と、任意的な光学可変ビーム減衰器340と、別個の集束レンズ組合せ345と、走査手段350とを含む。光源320の光ビーム328は、ビームスプリッタを抜けて伝播し、レンズ360を通してそのターゲット位置375に集束される。更に、ターゲット構造375から反射された光は、再度ビームスプリッタ305を抜けて誘導され、レンズ310に迂回される。ターゲット構造375内のレーザビーム焦点の共役部(conjugate)としての反射ビームの焦点スポット内に、アパーチャピンホール315が配置される。ビームアパーチャ315を抜けて反射される電磁ビームの強度が検出され、制御ユニット325によって読み取ることができる電気信号に変換される。図15A及び図15Bの実施形態において、治療部位の画像は、CCDカメラ又はCMOSカメラとすることができる画像捕捉デバイス370上にレンズ365によって撮像される。この信号も制御ユニット325に送信される。

30

【0135】

図16は、バイパスアセンブリを含む別の実施形態による眼を撮像かつ治療するのに使用されるレーザ手術システム1000を示している。レーザ手術システム1000は、図2に示すレーザ手術システム10に記述される要素を含む。更に、レーザ手術システム1000は、低レベルにおける撮像と高レベルにおける治療とに必要とされる異なる電力レベルを管理し、同時に撮像光路と治療光路の間の切り換えを管理することができる。同時に、この管理は、全体のアセンブリを機械設計の選択に依存しないようにする方式で行うべきである。レーザ手術システム1000は、基準面の位置を決定するために低電力撮像モードにおいて眼球構造を撮像する段階と、次いで、第2の高電力治療モードにおいてこの情報を用いて治療を行う段階と、を更に含むことができる。

40

【0136】

一実施形態において、レーザ手術システム1000は、角膜の偏光回転に伴ってもたらされる問題を回避するために、偏光要素を利用しない。この問題回避は、撮像に向けて当該ビームを分離するのに高比率非偏光ビームスプリッタ1048を利用することによって

50

達成される。このビームスプリッタ 1048 の高い分割比は、第 1 に安全な撮像に向けて利用することができる用量への入射電力の低減、及び第 2 に撮像ターゲット構造からの光に対する高反射器としての機能、という 2 つの方式で機能する。高エネルギーレベルでの治療を実質的にするために、第 1 の高コントラストビームスプリッタ 1048 をバイパスしてこのスプリッタ 1048 の周りで利用可能な全てのレーザー光を経路変更するための第 2 の可動光学要素 1014 がビーム経路に挿入される。このバイパス要素 1014 は、1 つ又は複数のプリズム又はミラーを有することができる。この実施形態を使用する利点は、バイパス要素 1014 の移動に対する機械的変化への高い許容量にある。高コントラストビームスプリッタ 1048 だけを移動することができるが、上述の機械的変化を可能にする機械的許容量は非常に高くなる。全ての許容量は、バイパスアセンブリ 1014 を利用することによって 1 桁だけ緩和される。

10

【0137】

一実施形態において、レーザー手術システム 1000 は、第 1 の偏光を有する第 1 の電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に集束させる。レーザー手術システム 1000 は、第 1 の偏光状態とは異なる第 2 の偏光状態を有する第 2 の電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に更に集束させることができる。更に、レーザー手術システム 1000 は、第 1 の電磁放射線ビームを集束させる段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 1 の強度信号を発生させ、第 2 の電磁放射線ビームを集束させる段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 2 の強度信号を発生させることができる。次いで、第 1 及び第 2 の強度信号を用いて眼の 1 又は 2 以上の画像を発生させることができる。

20

【0138】

一実施形態において、第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームは、ビームスキャナを用いて集束させることができる。更に、レーザー手術システム 1000 は、第 1 の電磁放射線ビームの焦点を眼の第 1 の領域内の複数の異なる位置に対して走査することができ、第 2 の電磁放射線ビームの焦点を眼の第 2 の領域内の複数の異なる位置に対して走査することができる。第 1 の電磁放射線ビームの焦点を走査する段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 1 の強度プロファイルを発生させることができる。第 2 の電磁放射線ビームの焦点を走査する段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 2 の強度プロファイルを発生させることができる。一部の実施形態において、第 1 の強度プロファイルと第 2 の強度プロファイルとを用いて眼の 1 つの画像が発生される。例えば、眼の角膜を撮像する段階では、第 1 の強度プロファイルを用いて角膜の前面を識別することができ、第 2 の強度プロファイルの少なくとも一部分を用いて角膜の後面を識別することができる。別の実施形態において、第 1 の電磁放射線ビームは第 1 の偏光を有し、第 2 の電磁放射線ビームは、第 1 の偏光とは異なる第 2 の偏光を有する。

30

【0139】

ビームスキャナは、第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームをこれらの電磁放射線ビームの伝播に対して横断方向の 2 つの次元内に偏向するように構成された X Y 走査デバイス 1060 を含むことができる。一部の実施形態による X Y 走査デバイス 1060 を用いて、第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームの焦点は、2 つの次元内で走査することができ、それによって少なくとも 2 つの次元を有する画像を発生させることができる。

40

【0140】

ビームスキャナは、眼内でビームの収束深度を変化させるように構成された Z 走査デバイス 1058 を更に含むことができる。一部の実施形態において、Z 走査デバイス 1058 は、ビームの収束角を変化させることができる。この場合に、第 1 及び第 2 の電磁放射線ビームの焦点は、X Y 走査デバイス 1060 及び Z 走査デバイス 1058 を用いて 3 つの次元内で走査することができる。従って、一部の実施形態により、眼の画像は、3 次元とすることができる。

【0141】

一実施形態において、センサ 1054 によって第 1 及び第 2 の強度信号を発生させることができる。センサ 1054 は共焦点センサとすることができ、更にレーザー手術システム

50

1000は、第1及び第2の電磁放射線ビームの焦点の位置以外の眼の位置から反射された電磁放射線がセンサ1054に到達するのを阻止することができる。

【0142】

一実施形態において、電磁放射線ビームを第1の偏光を有するように偏光させるために、電磁放射線ビームを第1の場所にある波長板、すなわち図2に示すような波長板、に通すことによって第1の電磁放射線ビームを発生させることができる。波長板は、第2の場所にある角度だけ回転させることができる。電磁放射線ビームを第2の場所にある波長板に通すことにより、第2の電磁放射線ビームを発生させることができる。この波長板は、4分の1波長板とすることができる。一部の実施形態において、波長板は、第2の電磁放射線ビームを発生させるためにある鋭角の角度だけ回転させることができる。一部の実施形態において、波長板は、第2の電磁放射線ビームを発生させるために90度回転させることができる。一部の実施形態において、第1及び第2の電磁放射線ビームをファラデー回転子又は回転ビームスプリッタを使用することによって第1及び第2の偏光を有するように偏光することができる。

10

【0143】

第1の電磁放射線ビームを集束させる段階に応答して眼から反射された電磁放射線は、第1の場所にある波長板を通過する。更に、第2の電磁放射線ビームを集束させる段階に応答して眼から反射された電磁放射線を第2の場所にある波長板に通すことができる。

【0144】

別の実施形態において、レーザ手術システム1000は、第1の偏光を有する第1の電磁放射線ビームの焦点を眼内の複数の位置に対して走査することができる。レーザ手術システム1000は、第1の偏光とは異なる第2の偏光を有する第2の電磁放射線ビームの焦点を眼内の複数の位置の少なくとも一部分に対して更に走査することができる。第1の電磁放射線ビームを走査する段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第1の強度プロファイルを発生させることができる。更に、第2の電磁放射線ビームを走査する段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第2の強度プロファイルを発生させることができる。第1及び第2の強度プロファイルを用いて眼の画像を発生させることができる。

20

【0145】

図17は、一実施形態による治療モードに使用されるバイパスアセンブリ1014を示している。図示のように、電磁放射線ビームは、バイパスアセンブリ1014のバイパスミラー又はバイパスプリズムの方向に向けられ、ビームスプリッタ1048をバイパスする。その結果、100%の電磁放射線ビームが下流に進行し、治療モードに向けて高い電力レベルを与える。図18は、一実施形態による撮像モードに使用されるシステム1000を示している。この実施形態において、電磁放射線ビームは、非偏光ビームスプリッタ及びダンブ1048の方向に向けられ、バイパスアセンブリ1014をバイパスする。非偏光ビームスプリッタは1/99%ビームスプリッタである。その結果、電磁放射線ビームのうちの99%がダンブの方向に向けられ、電磁放射線ビームのうちの1%が患者の眼に向けて下流に進行し、撮像に向けて低い電力レベルがもたらされる。患者の眼内の焦点から反射された後に、ビームの帰還反射部分は再度ビームスプリッタによって誘導される。その結果、ビームの反射部分のうちの99%が、撮像に向けてセンサ1054上に向けられる。

30

40

【0146】

1つ又は複数のミラー又はプリズムを有するバイパスアセンブリ1014の他の実施形態を使用することができることに注意しなければならない。例えば、図19及び図20は、治療モードにあるバイパスアセンブリ1014の他の実施形態を示している。図19では、ある角度で位置決めされた2つのミラー又はプリズムが第3のプリズムに更に接続される。図20では、バイパスアセンブリ1014は、図示のように4つのミラー又はプリズムを利用する。

【0147】

50

図 2 1 は、本発明の一実施形態により眼球、例えば角膜、を撮像かつ治療するためのレーザー手術システム 1 0 0 0 の処理 1 1 0 0 を示している。レーザー手術システム 1 0 0 0 は、ビーム源を用いて電磁放射線ビームを発生させる（作動ブロック 1 1 1 0）。システム 1 0 0 0 が治療モードにある場合は（作動ブロック 1 1 2 0）、システム 1 0 0 0 は、電磁放射線ビームをバイパスアセンブリ 1 0 1 4 に伝播させる（作動ブロック 1 1 3 0）。システム 1 0 0 0 が撮像モードにある場合は（作動ブロック 1 1 2 0）、システム 1 0 0 0 は、電磁放射線ビームを偏光ビームスプリッタ及びダンプ 1 0 4 8 に伝播させる（作動ブロック 1 1 4 0）。ビームスプリッタは、帰還ビーム（すなわち、反射ビーム）においては実質的に非偏光状態にあるだけでよいことに注意しなければならない。放出ビーム（透過ビーム）は、事前に内在偏光状態にあるとすることができ、正しい放出ビーム透過が発生する限り、偏光依存又は偏光非依存のいずれかとする事ができる。撮像モードでは、電磁放射線ビームの一部が眼内の焦点位置から反射される時に、システム 1 0 0 0 は、撮像に向けて反射電磁放射線ビームの一部をセンサ 1 0 5 4 に伝播させる（作動ブロック 1 1 5 0）。

【 0 1 4 8 】

更に、上述の方法のうちの一部は、波長板、より具体的には 4 分の 1 波長板を使用するものとして記述したが、他の可変軸偏光システムを使用することができることを理解しなければならない。例えば、処理 1 0 0 及び 4 0 0 の一部の実施形態において、レーザー手術システム 1 0 は、空間光変調器（例えば、液晶パネル）、2 又は 3 以上の遅延波長板、ファラデー回転子、及び回転偏光ビームスプリッタなどを使用することができる。

【 0 1 4 9 】

一部の実施形態において、偏光回転程度が組織状態のインジケータでありかつ計画された治療の反復を招く可能性がある他の治療用途において、角膜偏光に関する知識を使用することができる。例えば、角膜の位相差は、角膜菲薄化のような疾患進行のインジケータとすることができ、又は角膜組織の強靭さを示すことができ、これは、次に、角膜の弧状切開部又は乱視矯正に使用される角膜輪部減張切開部を正しく計算するのに価値があると考えられる。

【 0 1 5 0 】

多くの実施形態において、角膜切開部のような角膜の切開部の位置を決定するために、角膜の 1 又は 2 以上の測定値が入力パラメータと共に使用される。1 又は 2 以上の測定値は、多くの方法で、例えば、角膜のトポグラフィ又はトモグラフィを測定するのに使用される画像を用いて、又は眼を撮像することなく、達成することができる。1 又は 2 以上の測定値が得られる場合に、1 又は 2 以上の追加の画像を達成することができ、測定座標と切断座標を位置合わせするために、これらの 1 又は 2 以上の追加の画像を測定値と組み合わせて使用することができる。

【 0 1 5 1 】

多くの実施形態において、角膜の面プロファイルは、多くの方法のうち 1 又は 2 以上で測定され、角膜前面トポグラフィプロファイル、角膜後面トポグラフィプロファイル、又は角膜厚みプロファイルのうち 1 又は 2 以上を含むことができる。多くの実施形態において、面プロファイルは、3 次元プロファイル表現を含み、例えば、外科レーザに統合された角膜トポグラフィシステム又は角膜トモグラフィシステムからの角膜曲率測定値の抽出値のような 1 又は 2 以上の画像からの 1 又は 2 以上のパラメータの抽出値を含むことができる。当該 1 又は 2 以上のパラメータは、角位置、深度、弧長、及び減張切開部の前部から後部までの寸法のような、眼上の組織治療パターンを決定するために使用することができる。

【 0 1 5 2 】

図 2 2 は、本明細書で説明する眼を撮像するための多くの実施形態による提案切開部を有する眼を撮像する処理 9 0 0 の概略図である。図 2 3 A ~ 図 2 3 B は、本発明の実施形態に従って発生された眼の角膜の例示的切開部概観表示を示している。図 2 2 及び図 2 3 A ~ 図 2 3 B を弧状切開部を用いて説明するが、レーザ切断部試写画像は、弧状切開部に

限定されず、主切開部及び側口切開部、並びに眼内のいずれかの他の切開部に対して発生させることができる。

【0153】

処理は、レーザ手術システム10等により、本明細書の実施形態のうちのいずれかにおいて解説した眼の画像を取得する段階で開始することができる(作動ブロック902)。次いで、レーザ切開部を定める複数のパラメータが受信される(作動ブロック904)。例えば、弧状切開部切断のパラメータは、切断タイプ、軸(度)、光学域(mm)、長さ(mm)、中心法、水平スポット間隔(μm)、垂直スポット間隔(μm)、パルスエネルギー(μj)、前部密度、前部線距離(μm)、中心線密度、非切断前部(μm)、非切断後部(μm)、及び斜め切断角(度)を含むことができる。切断タイプは、単一、対称、非対称、及び円環を含むことができる。非切断前部及び非切断後部は、百分率値として入力し、角膜前部及び角膜後部それぞれからの切断部のマージンを示している。これらのパラメータは、入力するか又は予め決めることができる。図23Aは、前部1204及び後部1206を含む角膜の画像1200を示している。角膜画像1200と同じ断面平面のものである弧状切開部1202の試写が角膜画像上に重ね合わされる。図23Aだけでは、切開部1202の1つの平面しか示されていないので、ユーザは、切開部がその全長を通して角膜を貫通しないことを検証することができない。

10

【0154】

次いで、眼の2次元画像が、切断部の長さや深度との交線によって定められる平面に発生される(作動ブロック906)。特に、この画像は、切開軸と、切開軸に対して横断方向の切開長との平面にある。画像は、図23Bに示し、下記でより詳細に説明するように、角膜前部及び角膜後部を含むことができ、角膜前部及び角膜後部を強調表示するための画像品質処理を含むことができる。受信された切断パラメータに基づいて、弧状切開部の円錐面のような切断部の3次元表現が発生される(作動ブロック908)。発生された切断部の3次元表現から、切断部の長さに沿う円錐面の3次元断面が決定される(作動ブロック910)。この「切断部に沿う」画像は、弧状切開部を含む円錐面のセクションを表す点のセットとして定められる。眼の2次元画像上に3次元断面を表示するために、3次元面の点が画像の2次元平面上にマッピングされるように、「切断部に沿う」画像が3D投影等によって必然的に変形される(作動ブロック912)。これに代えて、眼の上に弧状切開部を重ねるために、3次元表現内の点セットを円錐面内の共通角度値が2次元画像の同じ列内にあるように設定することができる。3次元表現が2次元眼画像上にどのように表示されるにせよ、重ね合わせ画像は、ユーザが見ることができるシステムのディスプレイ上に検証に向けて表示される(作動ブロック914)。これに代えて、システム10のプロセッサは、提案切断部が角膜の前部又は後部と交差するか否かを決定するための検証を実施することができる。

20

30

【0155】

図23Bは、ユーザに表示される眼の画像上に重ね合わされた切断部に沿う画像の例示的表示1250である。陰付き部位1252は、切断部の長さに沿う提案切断部を表している。特に、施術者が、陰付きの弧状切開部位1252がいかなる点でも角膜後部を貫通しないことを検証するために、角膜前部1254及び角膜後部1256を実線及び破線それぞれで強調している。弧状切開部1252は、2次元眼画像上への3次元面の投影であり、切開部が角膜の後面を単一断面だけではなく切断部に沿うあらゆる点で貫通するか否かを施術者が視覚的に決定することを可能にする。「切断部に沿う」画像は、レーザパルス毎に1つのピクセルを生成する共焦点撮像を用いて、又は各パルスに対してA回の垂直ピクセル走査をもたらすOCTによって、発生させることができる。

40

【0156】

図23Aの切開部試写画像は切開部の1つの平面だけしか表示していないが、図23Bの切開部試写は、切断部の全長に沿う提案切開部を表示しており、それによって提案切断部が、切断部の長さに沿うあらゆる点で角膜を横断することになるか否か、を施術者が正確に検証することが可能になる。

50

【 0 1 5 7 】

一実施形態において、レーザ手術システム 1 0 は、治療計画に対応する複数のパラメータを受信し、治療計画の 3 次元表現を発生させ、3 次元表現を眼の画像上にマッピングし、マッピングされた画像を治療計画に向けて表示する。治療計画は、弧状切開を含む。システムは、弧状切開部が角膜に位置することを検証することができる。受信パラメータは、治療軸と、この軸に対して横断方向の治療長さとを含むことができる。眼の画像は、傾斜軸と治療長さとの平面にある。3 次元表現は、それを 2 次元空間の上に投影することによって眼の画像の上にマッピングされる。表示画像は、前部及び後部を含む眼の角膜を含む。角膜の前部及び後部は強調される。治療計画は、主切開部及び側口切開部の一方を含むことができる。

10

【 0 1 5 8 】

一実施形態において、レーザ手術システム 1 0 は、第 1 の電磁放射線ビームを眼内の位置にある焦点に集束させ、更に、第 2 の電磁放射線ビームを眼内のこの位置にある焦点に集束させる。第 1 の電磁放射線ビームを集束させる段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 1 の強度信号が発生される。第 2 の電磁放射線ビームを集束させる段階に応答して眼から反射された電磁放射線の強度を示す第 2 の強度信号が発生される。第 1 及び第 2 の強度信号を用いて、眼の 1 又は 2 以上の画像が治療計画に向けて発生される。治療計画に対応する複数のパラメータが受信される。治療計画の 3 次元表現が発生される。3 次元表現は、眼の画像の上にマッピングされる。マッピングされた画像が治療計画に向けて表示される。

20

【 0 1 5 9 】

一実施形態において、レーザ手術システムは、眼に向けてビーム経路に沿ってビームを出力するように構成されたレーザビーム源を含む。ビームスキャナは、出力ビームを眼内の複数の位置に向けるように構成される。眼からの反射電磁放射線を受光するために、センサが配置される。プロセッサは、治療計画に向けて第 1 及び第 2 の強度信号を用いて眼の 1 又は 2 以上の画像を発生させるように構成される。ユーザ入力デバイスは、治療計画に対応する複数のパラメータを受信するように構成される。プロセッサは、治療計画の 3 次元表現を発生させ、3 次元表現を眼の画像の上にマッピングする。ディスプレイは、マッピングされた画像を治療計画に向けて表示するように構成される。

【 0 1 6 0 】

図 2 4 及び図 2 5 は、それぞれが多くの実施形態によるレーザ手術システム 6 0 0 及び 6 5 0 を略示している。図 2 4 のレーザ手術システム 6 0 0 は、レーザアセンブリ 1 2 と、共焦点検出アセンブリ 1 4 と、自由浮遊機構 1 6 と、走査アセンブリ 1 8 と、対物レンズアセンブリ 2 0 と、患者インタフェース 2 2 と、通信経路 3 0 2 と、制御電子機器 3 0 4 と、制御パネル/グラフィカルユーザインタフェース (GUI) 3 0 6 と、ユーザインタフェースデバイス 3 0 8 とを含む。制御電子機器 3 0 4 は、メモリ 3 1 2 を含むプロセッサ 3 1 0 を含む。患者インタフェース 2 2 は、患者 2 4 とのインタフェースとして作用するように構成される。制御電子機器 3 0 4 は、通信経路 3 0 2 を通してレーザアセンブリ 1 2、共焦点検出アセンブリ 1 4、自由浮遊機構 1 6、走査アセンブリ 1 8、制御パネル/ GUI 3 0 6、及びユーザインタフェースデバイス 3 0 8 と作動的に結合される。図 2 5 のレーザ手術システム 6 5 0 は、これに加えて、共焦点バイパスアセンブリ 1 5 を含み、自由浮遊機構 1 6 のための伝達光路 1 7 を置換する。しかし、レーザ手術システム 6 5 0 では、自由浮遊アセンブリ 1 6 が伝達光路 1 7 を置換することができることに注意すべきである。

30

40

【 0 1 6 1 】

走査アセンブリ 1 8 は、Z 走査デバイスと X Y 走査デバイスとを含むことができる。レーザ手術システム 3 0 0 は、電磁放射線ビーム 2 8 を 3 つの次元内で走査される焦点に集束させるように構成することができる。Z 走査デバイスは、焦点の位置をビーム 2 8 の伝播方向に変化させるように作動可能とすることができる。X Y 走査デバイスは、焦点の位置をビーム 2 8 の伝播方向に対して横断方向の 2 つの次元内で走査するように作動可能と

50

することができる。従って、Z走査デバイスとXY走査デバイスとの組合せは、患者24の組織、例えば眼球組織内、を含む3つの次元内でビームの焦点を制御可能に走査するように作動させることができる。走査アセンブリ18は、3つの次元内のレーザアセンブリ12及び共焦点検出アセンブリ14に対する患者の移動、走査アセンブリ18の移動を受け入れることができる自由浮遊機構16によって支持することができる。

【0162】

患者インタフェース22は、当該患者インタフェース22と対物レンズアセンブリ20と走査アセンブリ18とが患者24と共に移動するように、患者24に結合される。例えば、多くの実施形態において、患者インタフェース22は、患者24の眼に真空取り付けされた吸引リングを使用する。当該吸引リングは、例えば、真空を用いて患者インタフェース22に結合することができる。

10

【0163】

制御電子機器304は、通信経路302を介して、レーザアセンブリ12、共焦点検出アセンブリ14、自由浮遊アセンブリ16、走査アセンブリ18、患者インタフェース22、制御パネル/GUI306、及びユーザインタフェースデバイス308の作動を制御し、及び/又はこれらから入力を受信することができる。通信経路302は、制御電子機器304とそれぞれのシステム構成要素との間のあらゆる適切な共有又は専用通信経路を含む、あらゆる適切な構成で実施することができる。

【0164】

制御電子機器304は、1又は2以上のプロセッサ、1又は2以上のフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、及び、1又は2以上のメモリストレージデバイスのようなあらゆる適切な構成要素を含むことができる。多くの実施形態において、制御電子機器304は、ユーザ特定の治療パラメータに従った処置前計画を可能にし、レーザ眼科外科処置にわたってユーザ制御を適用するということにより制御パネル/GUI306を制御する。

20

【0165】

制御電子機器304は、システム作動に関する計算を実施するのに使用されるプロセッサ/コントローラ310を含み、様々なシステム要素に制御信号を供給することができる。プロセッサ310には、それ自体及び他のシステム要素によって使用されるデータを格納するためにコンピュータ可読媒体312が結合される。プロセッサ310は、本明細書を通じてより完全に説明するシステムの他の構成要素と対話型処理を行う。実施形態において、メモリ312は、レーザシステム手術システム300の1又は2以上の構成要素を制御するために利用することができるルックアップテーブルを含むことができる。

30

【0166】

プロセッサ310は、米国カリフォルニア州サンタクララのIntel Corporationによって製造されているプロセッサのような、命令及びデータを実行するように構成された汎用マイクロプロセッサとすることができる。プロセッサ310は、本発明の開示の実施形態による方法を実施するための命令の少なくとも一部をソフトウェア、ファームウェア、及び/又はハードウェアに具現化する特定用途向け集積回路(ASIC)とすることができる。一例として、そのようなプロセッサは、専用回路、ASIC、組合せ論理回路、他のプログラム可能プロセッサ、これらの組合せなどを含む。

40

【0167】

メモリ312は、特定の用途に応答してローカルメモリ又は分散メモリとすることができる。メモリ312は、プログラム実行中の命令及びデータの格納のための主ランダムアクセスメモリ(RAM)と、内部に固定命令が格納される読取専用メモリ(ROM)と、を含むいくつかのメモリを含むことができる。従って、メモリ312は、プログラムファイル及びデータファイルに対する非一時的(不揮発性)ストレージを与え、ハードディスクドライブ、フラッシュメモリ、フロッピーディスクドライブ及び関連の取外し可能媒体、コンパクトディスク読取専用メモリ(CD-ROM)ドライブ、光ドライブ、取外し可能媒体カートリッジ、並びに他の類似のストレージ媒体、を含むことができる。

50

【 0 1 6 8 】

ユーザインタフェースデバイス 308 は、ユーザ入力/出力を制御電子機器 304 に供給するのに適するあらゆる適切なユーザ入力/出力デバイスを含むことができる。例えば、ユーザインタフェースデバイス 308 は、タッチスクリーンディスプレイ/入力デバイス、キーボード、足踏みスイッチ、キーパッド、患者インタフェース無線周波数識別 (RFID) 読取器、緊急停止ボタン、及びキースイッチ、のようなデバイスを含むことができる。

【 0 1 6 9 】

本明細書で開示する実施形態は、Optimedica から市販の Catalys Precision Laser System 及び類似のシステムのような従来のレーザー手術システムとの組合せに非常に適している。そのようなシステムは、本明細書で開示する教示に従って眼をより正確に測定及び治療するように修正することができる。

10

【 0 1 7 0 】

他の変形は、本発明の精神の範囲にある。従って、本発明は、様々な修正及び別の構造を受け入れる余地があるが、そのうちのある一定の例示的实施形態を図面に示し、上記で詳細に記述した。しかし、本発明は、開示する 1 つ又は複数の特定の形態に限定する意図はなく、それとは対照的に、特許請求の範囲に定める本発明の精神及び範囲の中に収まる全ての修正、別の構造、及び均等物を網羅するように意図することを理解しなければならない。

【 0 1 7 1 】

20

本明細書では共焦点バイパスアセンブリを特定のレーザー眼球手術システムとの関連で記述した。図 13 に例示して本明細書で記述したもののようなバイパスアセンブリは、特定の手術分野で撮像モードを治療モードから分離することが有利である場合がある他のレーザー手術システムに一般的に適用することができる。これらのバイパスアセンブリは、様々な材料処理システム及びマイクロ加工システムのような手術以外のシステム及び方法に適用可能とすることができる。

【 0 1 7 2 】

他の実施形態は、2013 年 3 月 13 日出願の米国特許出願第 61/780,736 号明細書、及び米国特許出願第 61/780,736 号に対する優先権を取る 2014 年 2 月 26 日出願の米国特許出願第 14/191,095 号明細書、並びに 2013 年 3 月 13 日出願の米国特許出願第 61/780,881 号明細書、及び米国特許出願第 61/780,881 号に対する優先権を取る 2014 年 2 月 26 日出願の米国特許出願第 14/190,827 号明細書に記載されている、レーザーアセンブリと、共焦点検出アセンブリと、眼球インタフェース、走査アセンブリ、自由浮遊機構を含む患者の移動を受け入れるシステムと、を有する撮像システムを含み、かつそれを組み込んでいる。

30

【 0 1 7 3 】

本明細書で引用する全ての特許及び特許出願は、その全体が当該引用によって組み込まれる。

【 0 1 7 4 】

本発明を説明する状況における（特に以下の特許請求の範囲の関連における）「a」及び「an」及び「the」及び同様の指示語の使用は、本明細書で別途示さない限り又は状況が明確に矛盾しない限り、単数及び複数の両方を網羅すると解釈しなければならない。「備える」、「有する」、「含む」、及び「収容する」という用語は、別途特筆しない限り、非限定的用語（すなわち、「含むがそれに限定されない」として解釈されるものとする。「接続される」という用語は、介在するいずれかの物が存在する場合であっても、部分的又は完全に内部に含まれ、取り付けられ、又は互いに結合されることとして解釈しなければならない。本明細書に対する値の範囲の具陳は、本明細書で別途示さない限り、当該範囲に収まる各別個の値を個々に指す簡略的な方法として機能し、本明細書で別途示さない限り、各別個の値は、それが本明細書で個々に具陳されているかのように本明細書に組み込まれている。本明細書で説明する全ての方法は、本明細書で別途示さない限り

40

50

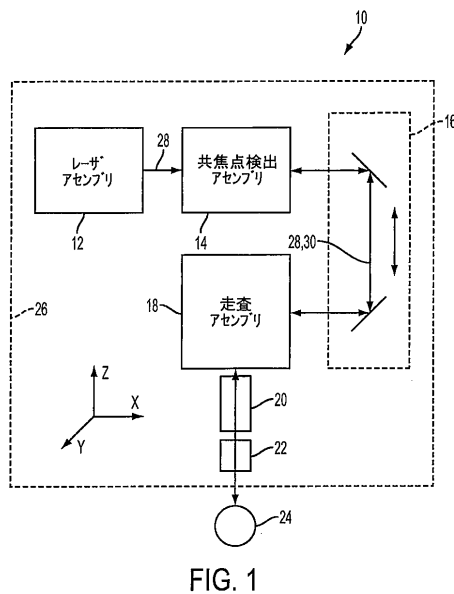
又は他に状況が明確に矛盾しない限り、あらゆる適切な順序で実施することができる。本明細書で提供するいずれかの又は全ての例及び例示的文言（例えば、「のような」）の使用は、本発明の実施形態をより明確に照らし出すためのものでしかなく、別途主張しない限り、本発明の範囲に対して制限を課するように意図したものではない。本明細書内のいかなる文言も、いずれかの非請求要素が本発明の実施に対して不可欠であることを示すものと解釈すべきではない。本明細書に使用する第１及び第２という用語は、本明細書に提供する教示に基づいて当業者には明らかなように、あらゆる順序にあるとすることができる構造及び方法の順序に関して制約なしにそれを説明するために使用するものである。

【 0 1 7 5 】

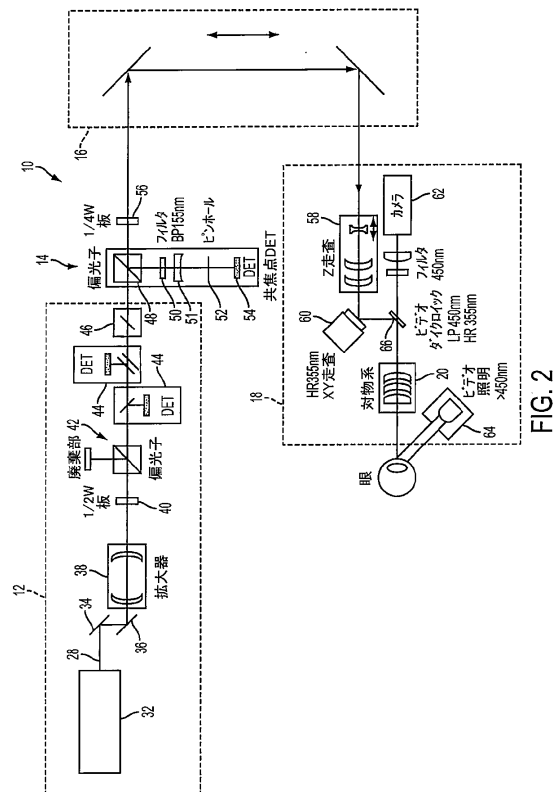
本発明の開示のある一定の例示的实施形態をある詳細度を有する例示的形態で図示かつ説明したが、当業者は、これらの実施形態は単なる例として提供したものであり、本発明の精神又は範囲から逸脱することなく様々な変形を生成することができることを理解するであろう。従って、本発明の開示は、以下の特許請求の範囲及びその均等物によって一般的に表される本発明の精神及び範囲の中に収まる全ての修正、別の構造、変形、代替物、変形、並びに部分、構造、及び段階の組合せ及び配置を網羅するように意図している。

10

【 図 1 】



【 図 2 】



【図 3】

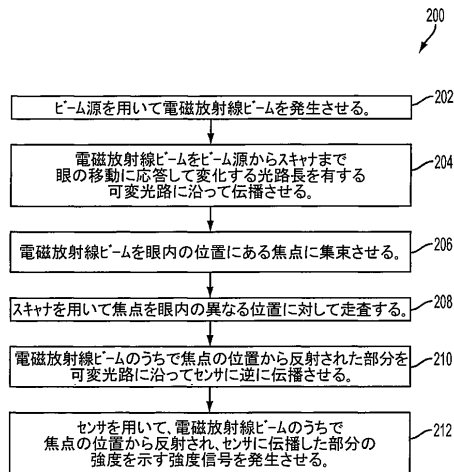


FIG. 3

【図 4】

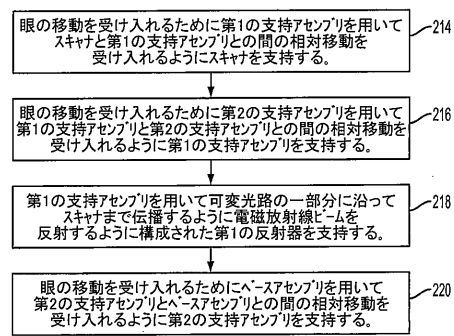


FIG. 4

【図 5】

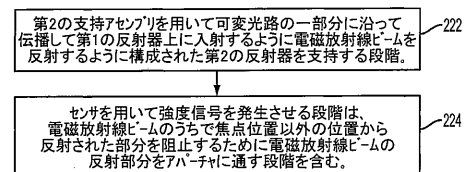


FIG. 5

【図 6】

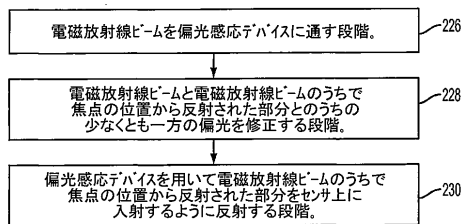


FIG. 6

【図 7 A】

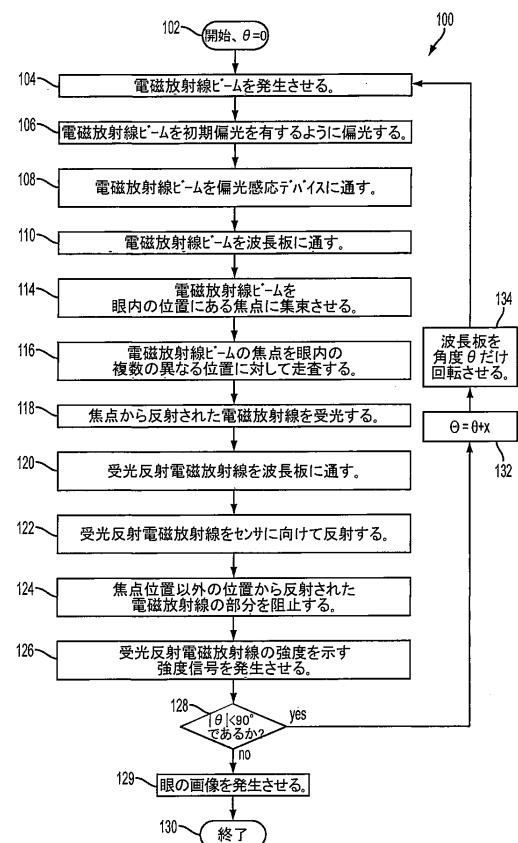


FIG. 7A

【図 7 B】

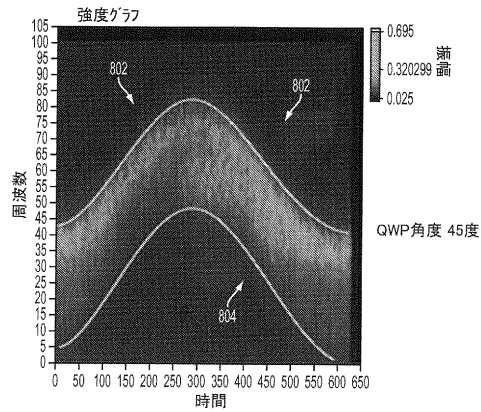


FIG. 7B

【図 7 C】

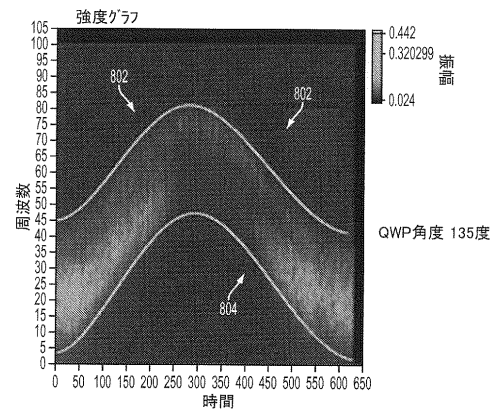


FIG. 7C

【図 8】

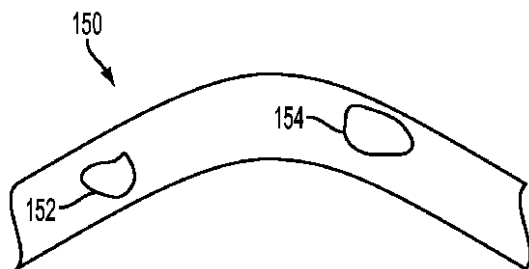


FIG. 8

【図 9】



FIG. 9

【図10A】

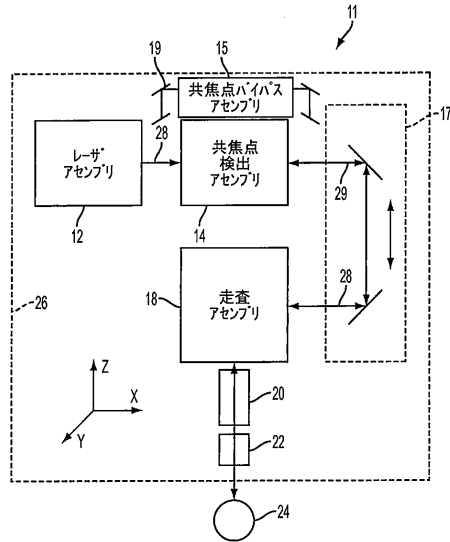


FIG. 10A

【図10B】

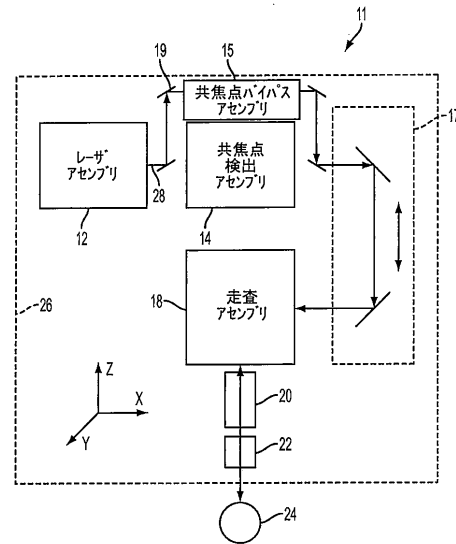


FIG. 10B

【図11】

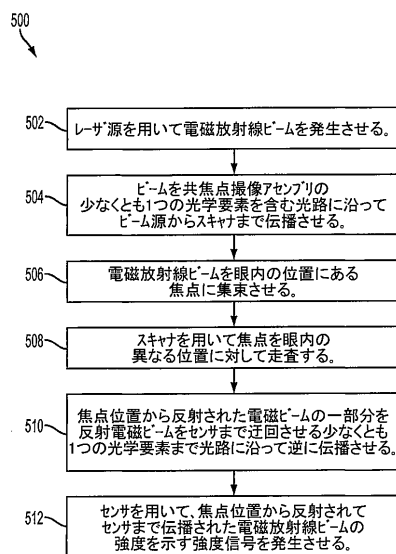


FIG. 11

【図12】

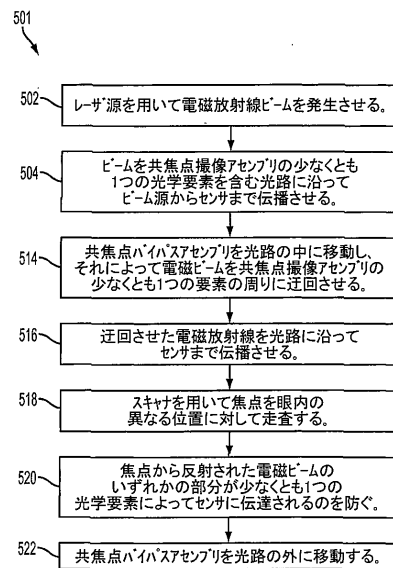


FIG. 12

【図 13】

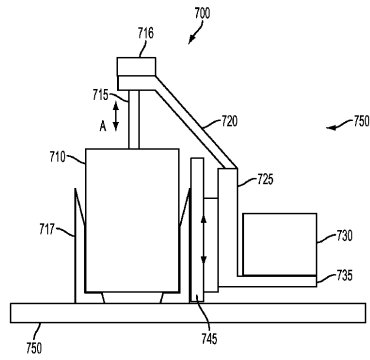


FIG. 13

【図 14 A】

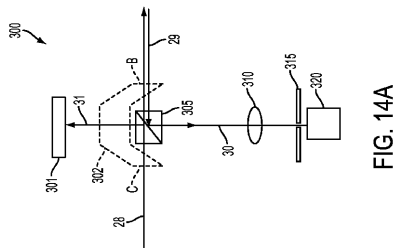


FIG. 14A

【図 14 B】

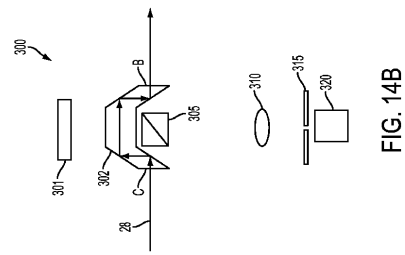


FIG. 14B

【図 15 A】

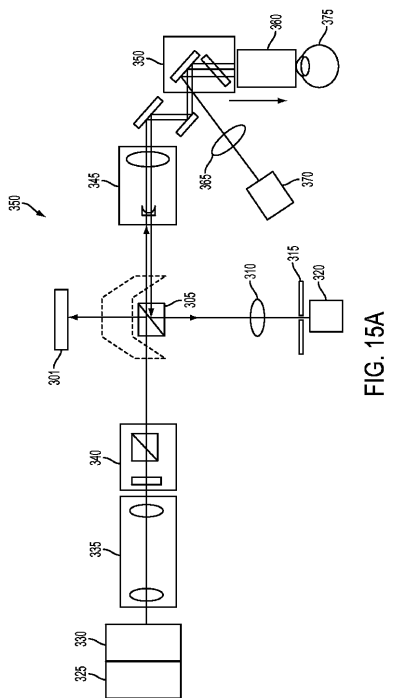


FIG. 15A

【図 15 B】

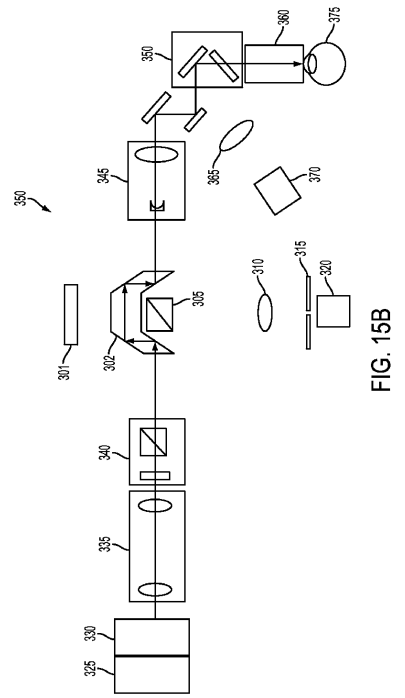


FIG. 15B

【図 20】

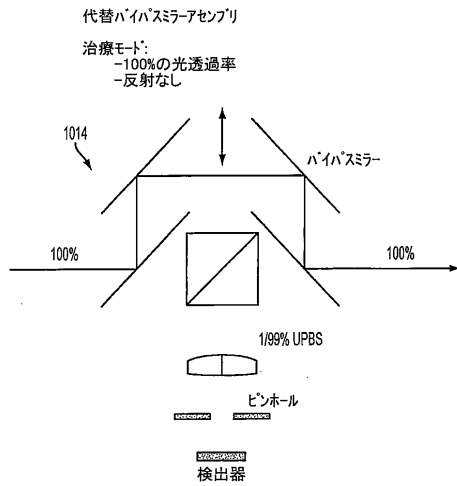


FIG. 20

【図 21】

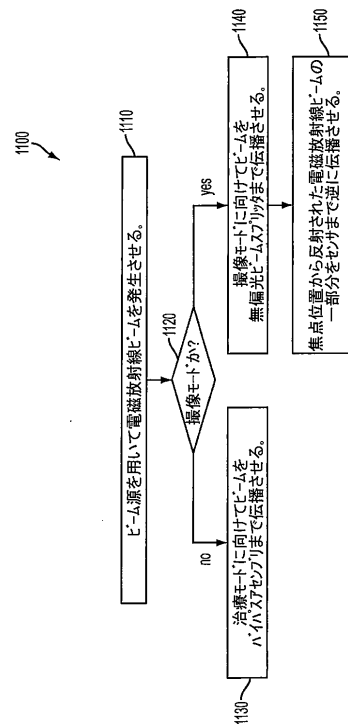


FIG. 21

【図 22】

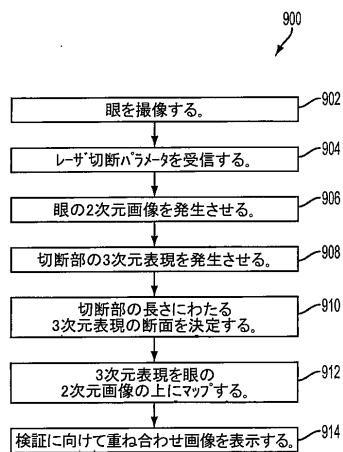


FIG. 22

【図 23 B】

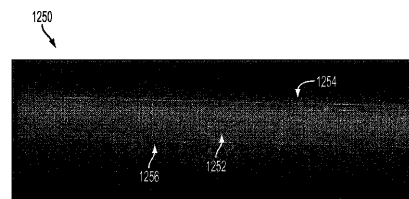


FIG. 23B

【図 23 A】

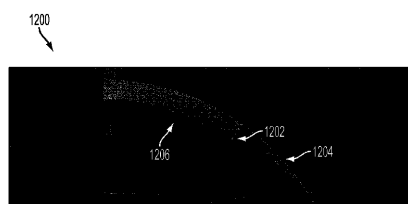


FIG. 23A

【図 24】

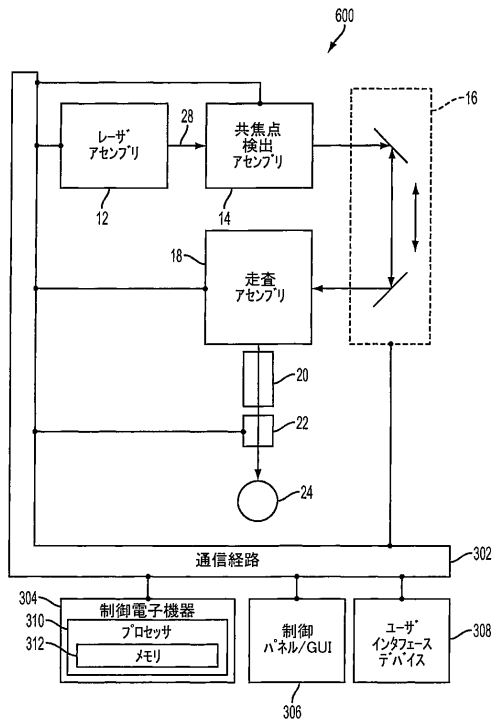


FIG. 24

【図 25】

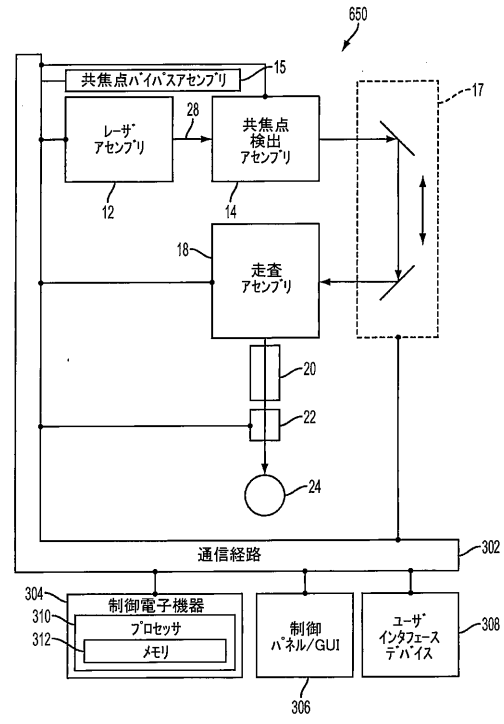


FIG. 25

フロントページの続き

- (72)発明者 ベアケット ノア
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 7 0 サラトガ サラグレン ドライヴ 1 2 3 4 4
- (72)発明者 デューイ デイヴィッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 5 サニーヴェール サン ミゲル アヴェニュー
7 5 0
- (72)発明者 ハート ジョン エス
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 2 5 メンロー パーク サンタ クルーズ アヴェ
ニュー 1 0 8 5 アpartment # 3
- (72)発明者 ゴンザレス ハビエル ジー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 3 0 6 パロ アルト マリボサ アヴェニュー 1 5
4 7
- (72)発明者 ウー レイモンド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 3 0 1 パロ アルト アルマ ストリート 1 2 4 9
- (72)発明者 ティジア トーマス ゼッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 4 4 パシフィカ リンダ マー ブールヴァード
1 6 1 2
- (72)発明者 ゴルダ ジェフリー エイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 2 5 メンロー パーク ウェイブレイ ストリート
3 0 8 アpartment 2
- (72)発明者 シーヒー カトリーナ ビー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 2 レッドウッド シティ ブルースター アヴェ
ニュー 1 4 3 8
- (72)発明者 オメーラ マドレーヌ シー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 1 2 3 サンフランシスコ ゴフ ストリート 2 8 2
0 アpartment 3
- (72)発明者 ウッドリー ブルース
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 3 0 3 パロ アルト サター アヴェニュー 7 4 4

審査官 石田 智樹

- (56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 2 4 8 3 0 4 (J P , A)
特表平 0 1 - 5 0 1 5 2 7 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 5 8 5 9 9 (J P , A)
特開平 0 9 - 3 2 5 2 7 9 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 1 3 7 8 4 9 (U S , A 1)
特表 2 0 1 3 - 5 1 7 8 4 4 (J P , A)
特表 2 0 1 3 - 5 2 1 9 8 8 (J P , A)
特表 2 0 1 0 - 5 3 7 7 9 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 1 3 5 0 7 3 (W O , A 2)
米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 2 8 2 3 1 3 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 F 9 / 0 0 8
A 6 1 B 3 / 1 0