

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6743111号

(P6743111)

(45) 発行日 令和2年8月19日 (2020.8.19)

(24) 登録日 令和2年7月31日 (2020.7.31)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 F 9/008 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 3 0
A 6 1 B 3/10 (2006.01)	A 6 1 F 9/008 1 5 0
	A 6 1 B 3/10

請求項の数 6 (全 40 頁)

(21) 出願番号	特願2018-218147 (P2018-218147)	(73) 特許権者	515289772
(22) 出願日	平成30年11月21日 (2018.11.21)		オブティメディカ コーポレーション
(62) 分割の表示	特願2016-558805 (P2016-558805)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
原出願日	平成26年12月19日 (2014.12.19)		705 サンタ アナ イースト セント
(65) 公開番号	特開2019-51354 (P2019-51354A)		アンドリュー プレイス 1700
(43) 公開日	平成31年4月4日 (2019.4.4)	(74) 代理人	100088605
審査請求日	平成30年11月21日 (2018.11.21)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	61/970,854	(74) 代理人	100130384
(32) 優先日	平成26年3月26日 (2014.3.26)		弁理士 大島 孝文
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(72) 発明者	シュール ゲオルグ
(31) 優先権主張番号	62/043,749		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ポー
(32) 優先日	平成26年8月29日 (2014.8.29)		トラ ヴァレー リロイ ウェイ 2
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

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】

異なる電磁放射線ビーム経路を用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であって、

電磁放射線ビームを前記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、
前記電磁放射線ビームの直径を調節するために前記レーザ送出システムに結合されたビーム拡大器と、

前記電磁放射線ビームを偏光するために前記ビーム拡大器に結合された減衰器と、
前記電磁放射線ビームを通過させるか又は阻止するために前記減衰器に結合されたシャッターと、

前記電磁放射線ビームを分離するための偏光ビームスプリッタと、
前記電磁放射線ビームを誘導するためのバイパスアセンブリと、
前記眼を撮像するためのセンサと、

を含み、

前記電磁放射線ビームは、高電力レベル治療モードにおいて前記偏光ビームスプリッタをバイパスするように向けられ、当該電磁放射線ビームは、低電力レベル撮像モードにおいて前記偏光ビームスプリッタの方向に向けられる、
ことを特徴とするレーザベースの眼球手術システム。

【請求項 2】

前記眼内の前記ターゲットの共焦点撮像を可能にするための 1 又は 2 以上の波長板を更

に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のレーザベースの眼球手術システム。

【請求項 3】

前記眼内の前記ターゲットの眼球構造を撮像して当該撮像された構造内の複屈折効果を補償するための 1 又は 2 以上の波長板角度を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のレーザベースの眼球手術システム。

【請求項 4】

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た眼球インタフェースデバイスと、

前記眼球インタフェースデバイスを支持し、かつ電磁ビームの焦点を前記眼内の異なる位置に対して走査するように作動可能な走査アセンブリと、

前記電磁ビームを発生させるように構成された光源と、

前記電磁ビームを前記光源から前記焦点まで伝播させるように構成され、かつ反射された電磁放射線の一部分をセンサまで迂回する第 1 の光学要素を含む光路に沿って当該焦点位置から反射された当該電磁ビームの一部分を逆に伝播させるようにも構成された光路と

、
前記焦点位置から反射された前記電磁ビームの一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た検出アセンブリと、

前記第 1 の光学要素の周りの迂回光路に沿って前記電磁ビームを可逆的に迂回させるように構成された共焦点バイパスアセンブリであって、ビーム方向及び場所が、当該電磁ビームの伝播の方向に対して横断方向の平面内で当該迂回光路の入口とそこからの出口とで実質的に同じである、という前記共焦点バイパスアセンブリと、
を含むことを特徴とする眼球手術システム。

【請求項 5】

前記電磁ビームは、バイパスプリズムを含む前記共焦点バイパスアセンブリによって可逆的に迂回されることを特徴とする請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記電磁ビームは、前記バイパスプリズムを前記光路内に可逆的に移動し、それによって当該電磁ビームを前記迂回光路に沿って迂回させることによって迂回されることを特徴とする請求項 5 に記載のシステム。

【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

10

20

30

40

50

、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ー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ービームを使用する別の外科レーザー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、その後に、この下層部分は、エキシマレーザーからの紫外レーザービームを用いて切除され、再成形される。その後に、治療された部分は、角膜フラップで覆われる。

【0005】

レーザー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。

10

【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。一部のレーザー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ーによって作ることができる。

20

【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、レーザー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】

【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、提案レーザー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ー手術撮像システムが有益であると考えられる。

30

【課題を解決するための手段】

【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、レーザー眼球手術システムを含む適切なレーザー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】

50

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る段階と、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。

【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。

【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。

【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。

【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応答

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応答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。

【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

10

【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。

20

【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。

【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

30

40

【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。

50

【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、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ตอบสนอง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。

10

【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ตอบสนอง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。

20

【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】

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

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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を向ける段階に 응답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。

30

【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。

40

【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

50

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分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。

【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】

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。

【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分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、電磁ビームの一部分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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

【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・。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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的实施形態を示す概略図である。

【0066】

【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。

40

【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】

【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。

50

【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。

【0072】

【図20】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。

【0073】

【図21】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。

【0074】

【図22】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。

【0075】

【図23A】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。

【図23B】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。

【0076】

【図24】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。

【0077】

【図25】本発明の一実施形態による図10A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】

【0078】

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。

【0079】

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。

【0080】

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

10

20

30

40

50

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。

【0081】

図1は、多くの実施形態によるレーザ手術システム10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、自由浮遊機構16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とを含むことができる。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22は、対物レンズアセンブリ20によって支持することができ、対物レンズアセンブリ20は、走査アセンブリ18によって支持することができ、走査アセンブリ18は、自由浮遊機構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。

10

【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が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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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ための調節可能ズームアセンブリ及び固定光学リレーを含むことができ、それによって構成要素の変化に対して高い許容性が与えられる。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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/US 2014/018752 に記載されているように構成することができる。

【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、電磁放射線ビーム 28 の反射部分は、患者インタフェースデバイス 22 を抜け、対物レンズアセンブリ 20 を抜け、走査アセンブリ 18 を抜け（更にそれによって脱走査され）、自由浮遊機構 16 を抜けて（可変光路 30 に沿って）共焦点検出アセンブリ 14 まで進行して戻ることができる。多くの実施形態において、共焦点検出アセンブリ 14 まで進行して戻ると、電磁放射線ビームの反射部分は、電磁放射線ビームの入射部分の強度を示す強度信号を発生させるセンサ上に入射するように向けることができる。眼内の焦点の関連走査と結合されて、強度信号は、角膜の前面、角膜の後面、虹彩、水晶体囊の前面、水晶体囊の後面、などのような眼の構造を、撮像する／位置付けるための走査パラメータに関連付けて処理することができる。多くの実施形態において、共焦点検出アセンブリ 14 に進行する反射電磁放射線ビームの量は、患者の移動に起因して予想される可変光路 30 の長さの変化に実質的に依存せず、それによって眼の構造を撮像する／位置付けるために前記強度信号を処理する時に患者の移動を無視すること（機能）が可能になる。

【0091】

眼の 1 又は 2 以上の光学構造の位置は、本明細書で解説するようにして得られた測定値から決定することができる。眼の画像は、眼の矢状面表示、眼の横断面表示、眼の前面表示、及びこれらの組合せを含むことができる。眼の 1 又は 2 以上の画像は、眼の平面と眼の前房表示とを示すトモグラフィ画像を含むことができ、ユーザに 1 又は 2 以上の基準位置を提供するために、1 又は 2 以上の画像上に 1 又は 2 以上の光学構造を配置することができる。多くの実施形態において、1 又は 2 以上の画像は、ユーザが眼の切開部を計画して検証するために与えられる実時間画像を含む。

【0092】

眼の光学構造は、眼の光学系に関する眼の 1 又は 2 以上の構造を含むことができ、眼の組織構造は、眼の 1 又は 2 以上の組織を含むことができる。眼の光学構造は、眼の光軸、眼の視軸、眼の視線、眼の瞳孔軸、眼の注視線、角膜の頂点、眼の前節点、眼の後節点、眼の前主点、眼の後主点、角膜曲率測定軸、角膜前面の曲率中心、角膜後面の曲率中心、水晶体前囊の曲率中心、水晶体後囊の曲率中心、瞳孔の中心、虹彩の中心、入射瞳孔の中心、又は眼の射出瞳孔の中心のうちの 1 又は 2 以上を含むことができる。1 又は 2 以上の組織構造は、虹彩、虹彩の平面、虹彩の外側境界、角膜輪部、角膜輪部の中心、強膜血管、角膜の中心、角膜の厚みプロファイル、角膜の厚みプロファイルの曲率中心、インクのような染料で染色した組織、角膜の頂点、眼の光軸、角膜の前面の曲率中心、水晶体前囊の曲率の中心、水晶体後囊の曲率の中心のうちの 1 又は 2 以上を含むことができる。

【0093】

一部の実施形態は、レーザ手術システム 10 を用いて角膜又は水晶体を撮像する方法を提供する。これらの方法は、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、波長板をある角度に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識別することができる。水晶体の前面を高いコントラストで撮像するために、複数の波長板角度を利用する類似の手法が使用される。

【0094】

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。

10

【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。

【0096】

20

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。

【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】

50

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、図 7A に関して後に解説するように、角膜の撮像中に考慮することができる。角膜の複屈折は患者毎に異なる可能性があるので、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 20

10

20

30

40

50

0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ตอบสนอง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)。

10

【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、偏光感応デバイスを通過し(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)。偏光感応デバイスは、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)。

20

【0103】

図7A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的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7A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、偏光感応デバイスを通過し(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

30

40

50

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）、偏光感応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、アパーチャによっ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 θ 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

10

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 θ 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 θ 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 θ 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 θ 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。

【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

30

40

【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

50

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 7 B 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 7 B 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 7 B に示す走査の後に、図 7 C に示す 2 回目の走査を実施することができる。図 7 C は、4 分の 1 波長板が初期場所から 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 7 C 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 7 C の走査は、角膜 800 の後面 804 の一部分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 7 C 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 7 B 及び図 7 C 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、その後に、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

50

【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り（作動ブロック406）、楕円偏光される（作動ブロック408）。レーザ手術システム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）。レーザ手術システム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り（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。

10

【0111】

楕円偏光は、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を使用することができる。

20

【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ため、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。

30

【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。

40

【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、

50

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1A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。

10

【0116】

図10B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1Aのレーザ手術システム11を略示している。図10B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10B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10B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。

20

【0117】

図10B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10A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10A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。

30

【0118】

図10B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。

40

【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】

50

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。

【0122】

図 11 は、撮像モードに従って眼を撮像する方法による処理 500 の作動の概略ブロック図である。処理 500 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 500 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 502）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 504）とを含む。処理 500 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 506）を含む。処理 500 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 508）を含む。処理 500 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 510）を含む。処理 500 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 512）を含む。

【0123】

図 12 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 501 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 502）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 504）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 514）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 516）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 518）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 520）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 522）とを含むことができる。

【0124】

共焦点バイパスアセンブリの一実施形態 700 を図 13 に示している。共焦点バイパスアセンブリ 700 は、起動アーム 720 の一端に固定可能に接続され、先端 716 によって定位置に固定されたアーム 715 を有するプッシュソレノイド 710 を含む。図 5 の実施形態において、プッシュソレノイド 710 は、ベース 750 に固定可能に装着されたフレーム 417 内に保持される。プッシュソレノイドのアーム 715 は、「A」方向に可逆的に移動する。起動アーム 720 の他端は、バイパス光学要素 730 が上部に装着されたプラットフォーム 735 を有する担体 725 に接続される。共焦点バイパスアセンブリ 700 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 745 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 725 は、スライド 745 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 710 を保持するフレーム 717 は、スライド 745 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。

【0125】

作動時に、図 5 の実施形態において、プッシュソレノイド 410 のアーム 715 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 715 のこの移動

は、起動アーム 720 を通して担体 725 に伝達され、スライド 745 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 725 の移動をもたらす。このようにして、バイパス光学要素 730 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 710 のアーム 715 を制御電子機器の制御下でプッシュソレノイド 710 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 730 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 735 がビーム 28 の光路の外に移動される。

【0126】

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。

【0127】

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。

【0128】

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。

【0129】

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 がダンブ 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%、より好ましくは反応光のうちの 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。

【0130】

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。

【0131】

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302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。

20

【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。

【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

40

【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

50

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。

【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、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

40

【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XY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XY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。

【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105

50

8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、更にレーザ手術システム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

【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。

【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。

【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】

図21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手術システム1000の処理1100を示している。レーザ手術システム1000は、10
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1110）。システム1000が治療モードにある場合は（作動ブロック1120）、システム1000は、電磁放射線ビームをバイパスアセンブリ1014に伝播させる（作動ブロック1130）。システム1000が撮像モードにある場合は（作動ブロック1120）、システム1000は、電磁放射線ビームを偏光ビームスプリッタ及びダンブ1048に伝播させる（作動ブロック1140）。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ことができ。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1000は、20
撮像に向けて反射電磁放射線ビームの一部分をセンサ1054に伝播させる（作動ブロック1150）。

【0148】

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100及び400の一部の実施形態において、レーザ手術システム10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。

【0149】

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30
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、又は角膜組織の強靱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。

【0150】

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40
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。

【0151】

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50

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。

【0152】

図22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900の概略図である。図23A～図23B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22及び図23A～図23B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。

【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。

【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。

【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。

【0157】

一実施形態において、レーザ手術システム10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

【0158】

一実施形態において、レーザ手術システム10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

【0159】

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。

30

【0160】

図24及び図25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600及び650を略示している。図24のレーザ手術システム600は、レーザアセンブリ12と、共焦点検出アセンブリ14と、自由浮遊機構16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22と、通信経路302と、制御電子機器304と、制御パネル／グラフィカルユーザインタフェース(GUI)306と、ユーザインタフェースデバイス308とを含む。制御電子機器304は、メモリ312を含むプロセッサ310を含む。患者インタフェース22は、患者24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304は、通信経路302を通してレーザアセンブリ12、共焦点検出アセンブリ14、自由浮遊機構16、走査アセンブリ18、制御パネル／GUI306、及びユーザインタフェースデバイス308と作動的に結合される。図25のレーザ手術システム650は、これに加えて、共焦点バイパスアセンブリ15を含み、自由浮遊機構16のための伝達光路17を置換する。しかし、レーザ手術システム650では、自由浮遊アセンブリ16が伝達光路17を置換することができることに注意す

40

50

べきである。

【0161】

走査アセンブリ18は、Z走査デバイスとXY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300は、電磁放射線ビーム28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28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。XY走査デバイスは、焦点の位置をビーム28の伝播方向に対して横断方向の2つの次元内で走査するように作動可能とすることができる。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。

10

【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。

【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。

20

【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ように制御パネル/GUI306を制御する。

30

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【0168】

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。

10

【0169】

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。

20

【0170】

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。

【0171】

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。

30

【0172】

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。

40

【0173】

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。

【0174】

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

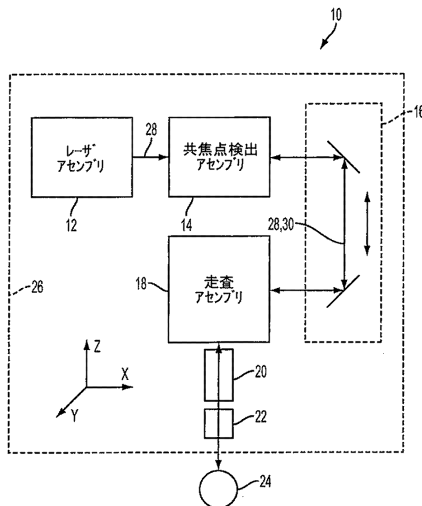
50

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。

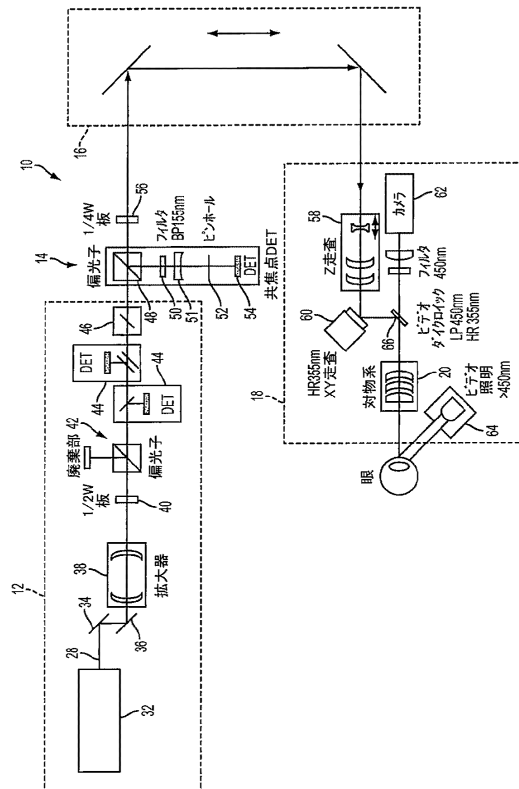
【0175】

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。

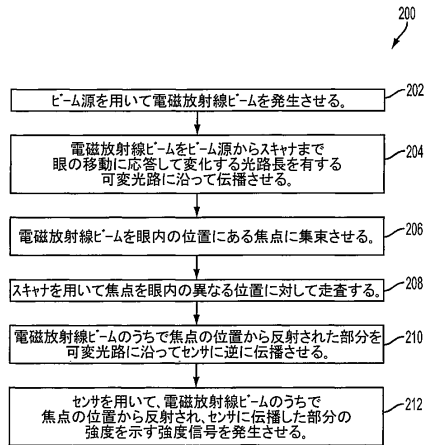
【図1】



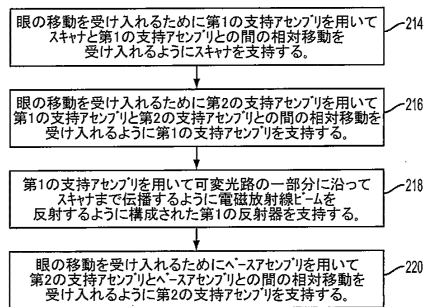
【図2】



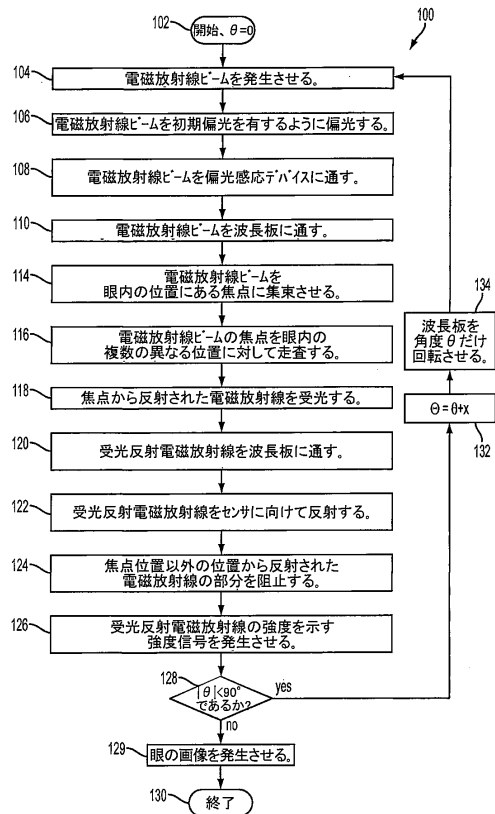
【図 3】



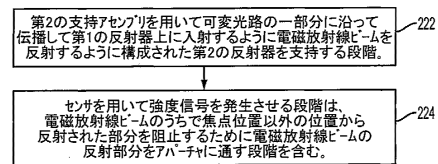
【図 4】



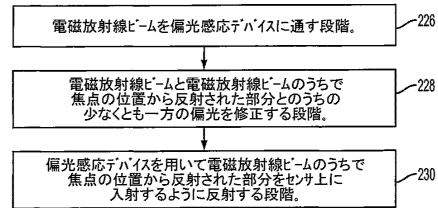
【図 7 A】



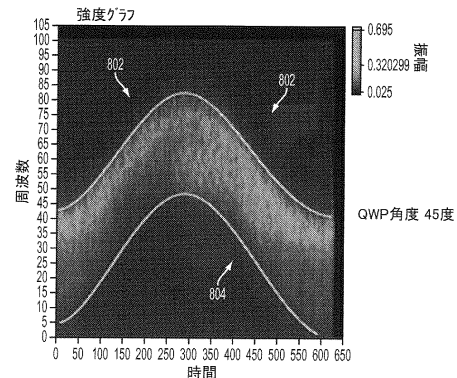
【図 5】



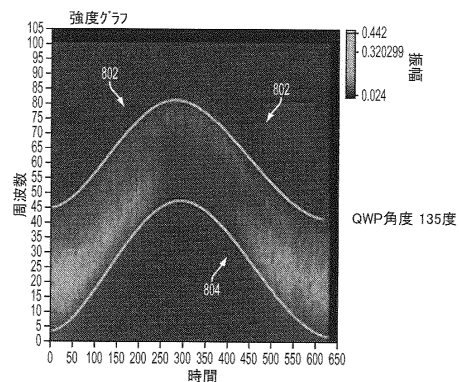
【図 6】



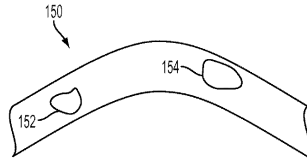
【図 7 B】



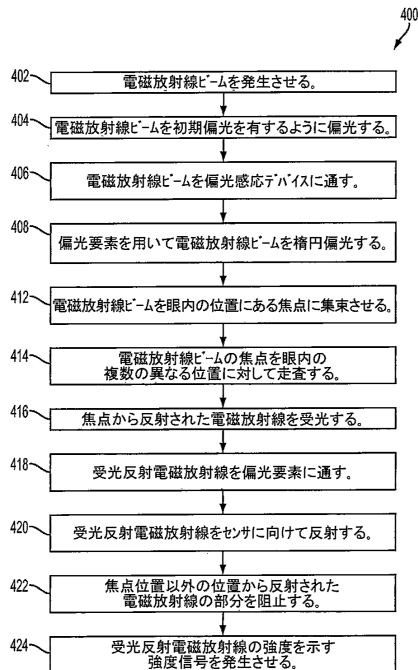
【図 7 C】



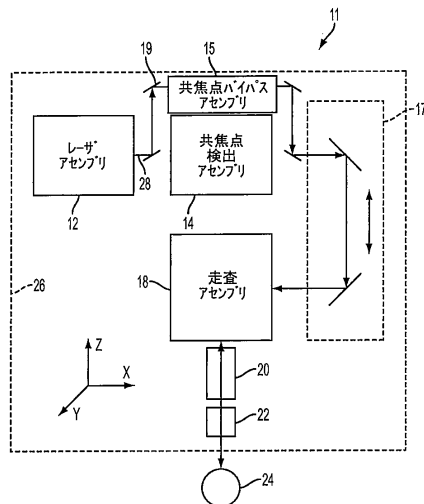
【図 8】



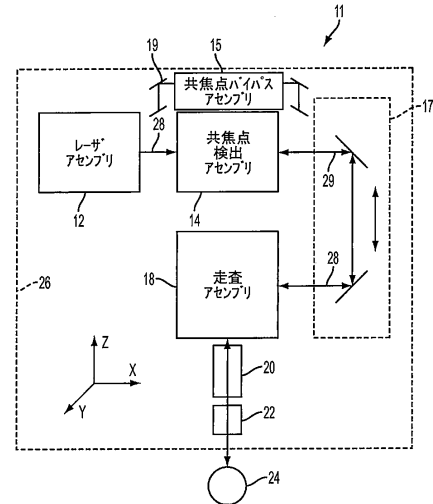
【図 9】



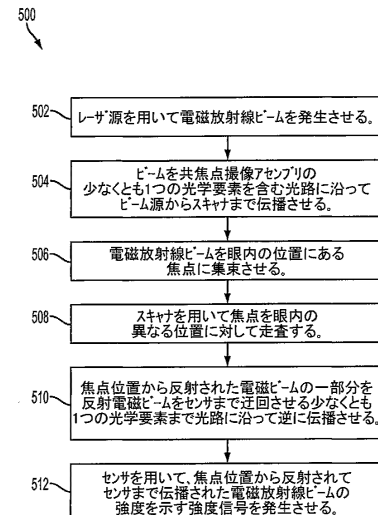
【図 10 B】



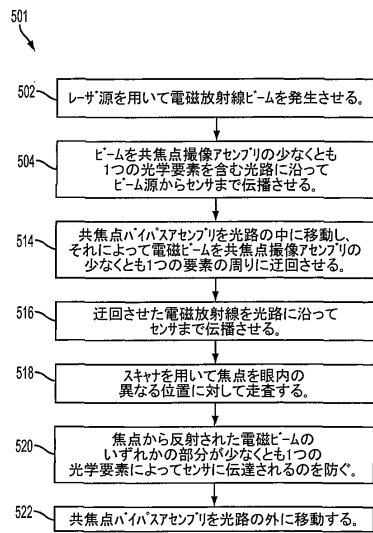
【図 10 A】



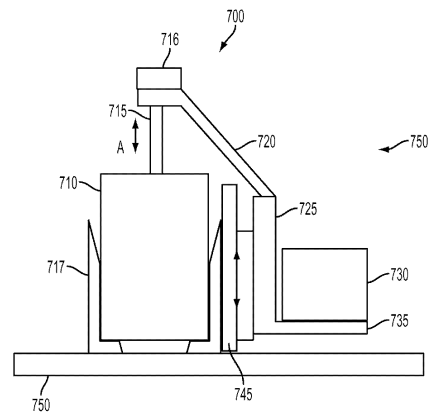
【図 11】



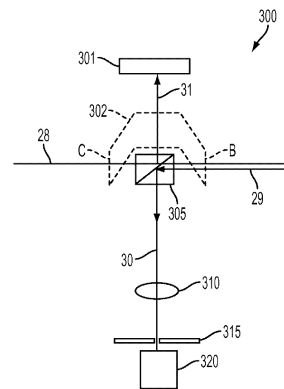
【図 1 2】



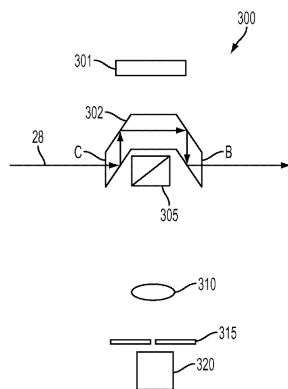
【図 1 3】



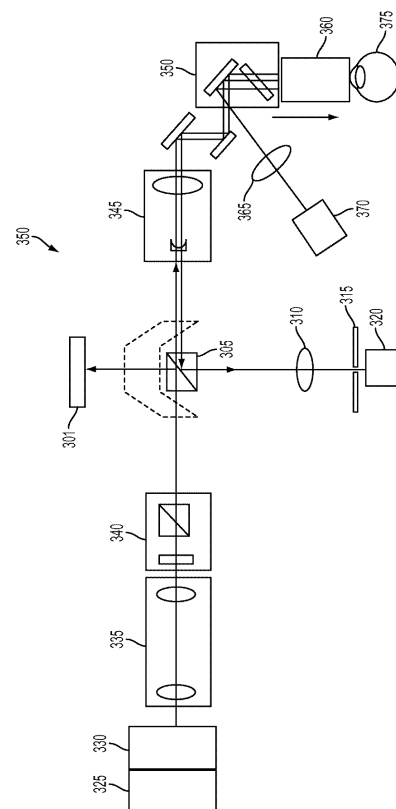
【図 1 4 A】



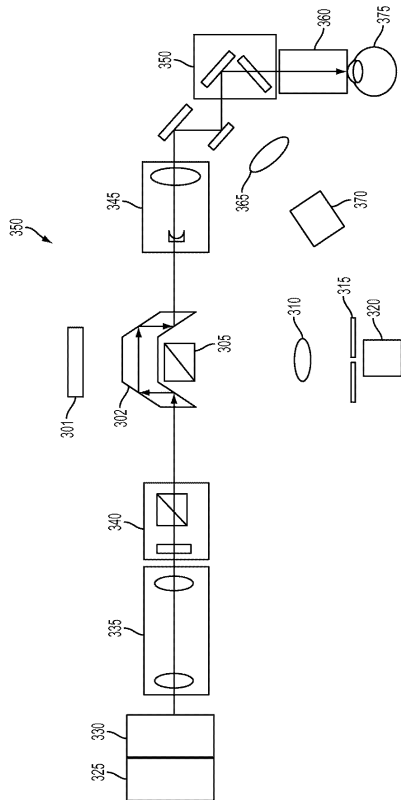
【図 1 4 B】



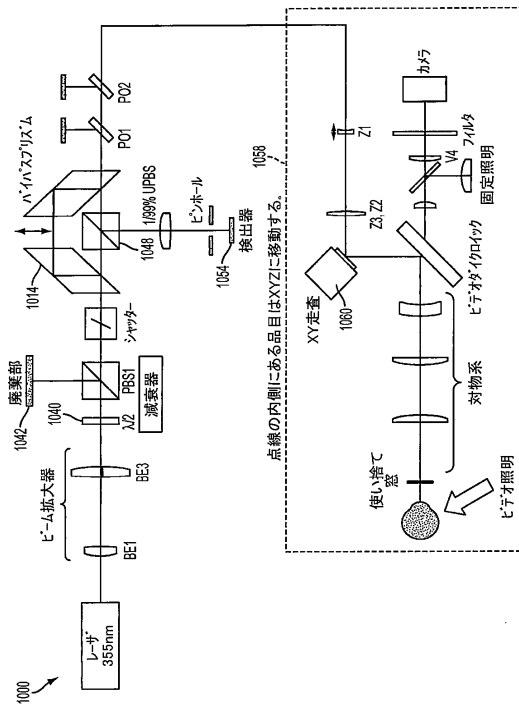
【図 1 5 A】



【図 1 5 B】

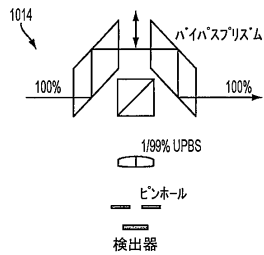


【図 1 6】



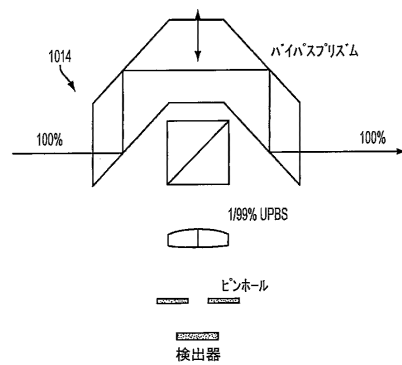
【図 17】

治療モード:
-100%の光透過率
-反射なし



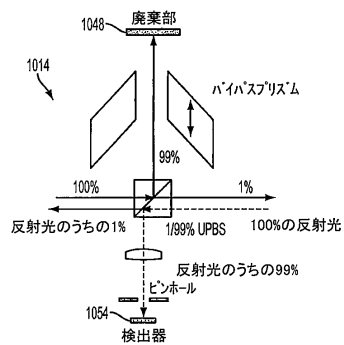
【图 19】

代替プリズム
治療モード:
-100%の光透過率
-反射なし

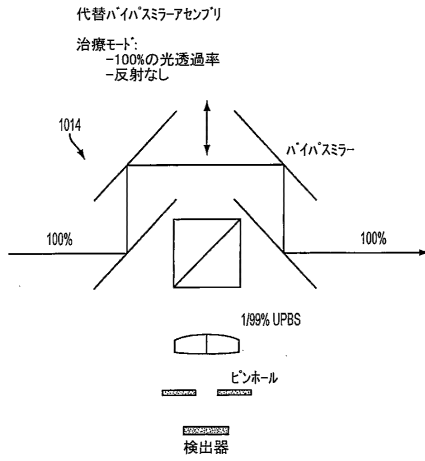


【図 18】

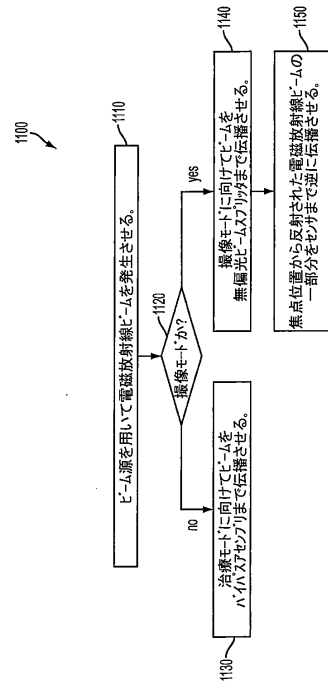
撮像モード:
-1%の光透過率
-99%の反射率



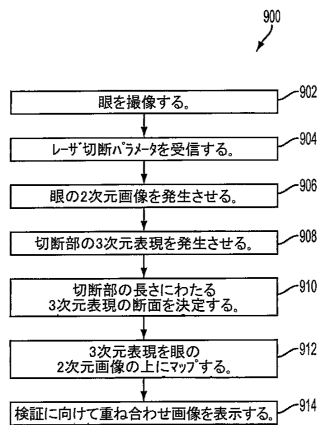
【図 20】



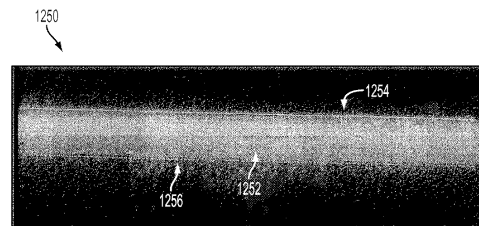
【図 2 1】



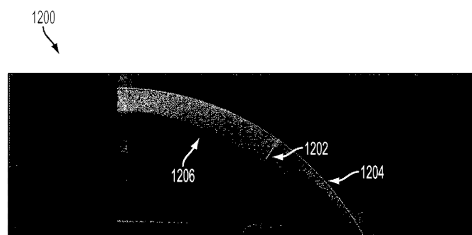
【図 2 2】



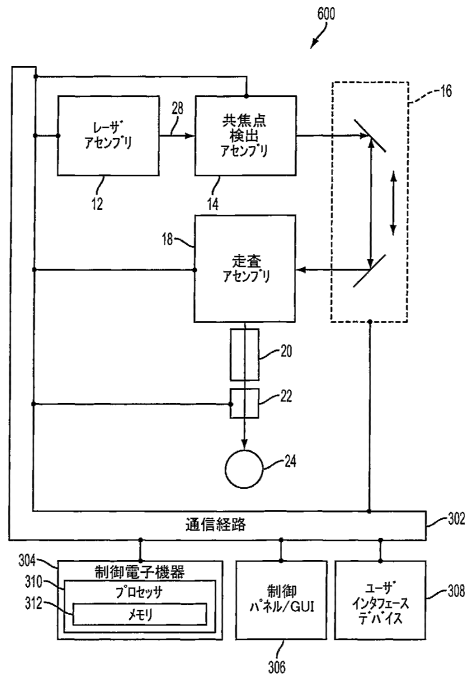
【图 2 3 B】



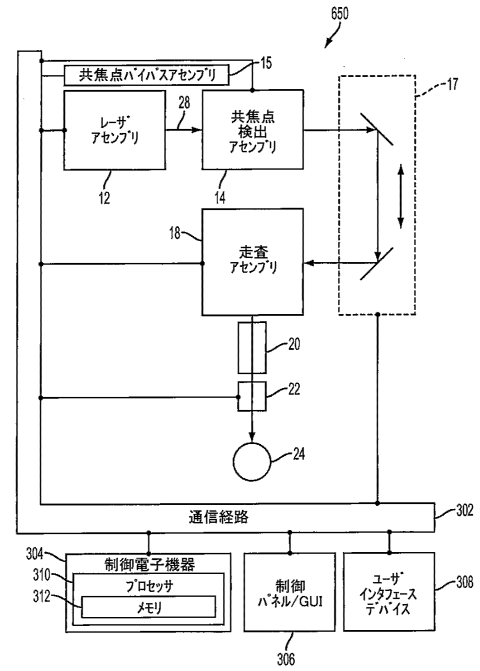
【图 2 3 A】



【図 24】



【図 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 95070 サラトガ サラグレン ドライヴ 12344
- (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 94085 サニーヴェール サン ミゲル アヴェニュー
750
- (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 94025 メンロー パーク サンタ クルーズ アヴェ
ニュー 1085 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 94306 パロ アルト マリポサ アヴェニュー 15
47
- (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 94301 パロ アルト アルマ ストリート 1249
- (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 94044 パシフィカ リンダ マー ブールヴァード
1612
- (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 94025 メンロー パーク ウェイブレイ ストリート
308 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 94062 レッドウッド シティ ブルースター アヴェ
ニュー 1438
- (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 94123 サンフランシスコ ゴフ ストリート 282
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 94303 パロ アルト サター アヴェニュー 744

審査官 寺川 ゆりか

- (56)参考文献 特開2013-248304 (JP, A)
特表平01-501527 (JP, A)
特開2013-158599 (JP, A)
特開平09-325279 (JP, A)
米国特許出願公開第2010/0137849 (US, A1)
特表2013-517844 (JP, A)
特表2013-521988 (JP, A)
特表2010-537794 (JP, A)
国際公開第2012/135073 (WO, A2)
米国特許出願公開第2007/0282313 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/008
A61B 3/10