

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6532854号
(P6532854)

(45) 発行日 令和1年6月19日(2019.6.19)

(24) 登録日 令和1年5月31日(2019.5.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 F 9/008 (2006.01)

F 1

A 6 1 F 9/008 120 D
A 6 1 F 9/008 120 B
A 6 1 F 9/008 130

請求項の数 3 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-500433 (P2016-500433)
 (86) (22) 出願日 平成26年2月26日 (2014.2.26)
 (65) 公表番号 特表2016-510660 (P2016-510660A)
 (43) 公表日 平成28年4月11日 (2016.4.11)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2014/018710
 (87) 國際公開番号 WO2014/143555
 (87) 國際公開日 平成26年9月18日 (2014.9.18)
 審査請求日 平成29年1月11日 (2017.1.11)
 (31) 優先権主張番号 61/785,672
 (32) 優先日 平成25年3月14日 (2013.3.14)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 506237436
 オプティメディカ・コーポレイション
 OPTIMEDICA CORPORATION
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940
 89, サニーベール, モフェット パ
 ーク ドライブ 1310
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 幸文
 (72) 発明者 シュエレ ゲオルグ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 028 ポートラ バレー リロイ ウェ
 イ 2

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】レーザ水晶体囊硝子体切開術

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

水晶体囊、前硝子体表面、及び、前記水晶体囊の後方部分と前記前硝子体表面との間に位置するベルゲル腔を有する眼に対してレーザ補助手術を実施するシステムであって、複数個のレーザパルスを含む治療ビームを生じさせるよう構成されたレーザ源と、画像化組立体を含む一体形光学系と、前記一体形光学系を制御するように構成された制御部と、を備え、

前記画像化組立体及び治療レーザ送出組立体が、少なくとも1つの共通光学素子を共有し、

前記一体形光学系は、1つ又は2つ以上の標的組織構造体に関する画像情報を収集して前記治療ビームを3次元パターンで方向付けて前記標的組織構造体のうちの少なくとも1つの破壊を生じさせる、というように構成されており、

前記制御部は、前記一体形光学系を制御して前記ベルゲル腔内に複数個の気泡を形成し、それにより前記水晶体囊の前記後方部分と前記前硝子体表面との間の離隔距離を増大させる、というように構成されている、システム。

【請求項 2】

前記制御部は、前記ベルゲル腔内への前記複数個の気泡の形成の後に、前記一体形光学系を制御して前記水晶体囊の前記後方部分を切開させるように構成されている、請求項1記載のシステム。

【請求項 3】

前記制御部は、前記一体形光学系を制御して前記水晶体囊の前記後方部分に対して水晶体囊切開術を実施させるように構成されている、請求項2記載のシステム。

【発明の詳細な説明】**【背景技術】****【0001】****【関連出願の説明】**

本願は、2013年3月14日に出願された米国特許出願第61/785,672号の優先権主張出願であり、この米国特許出願を参照により引用し、全ての目的に關してその記載内容を本明細書の一部とする。ここにパリ条約上の優先権全体を明示的に保持する。

10

【0002】

白内障摘出は、世界中において最も一般的に行われている外科的処置のうちの1つである。白内障は、眼の水晶体又はその外膜（エンベロープ）の混濁によって形成される。白内障は、水晶体を通る光の通過を妨げる。白内障は、程度が僅かな混濁度から完全な混濁度まで様々な場合がある。加齢性白内障の進行の初期において、水晶体の屈折力（一般に「度」と呼ばれることがある）が増大する場合があり、それにより光が網膜の前で焦点を結ぶために近くのものは見えるのに遠くのものがよく見えない状態、つまり近視が生じる。水晶体の漸次黄変及び混濁化（不透明化）により、青色の知覚が減少する場合がある。というのは、青色の波長は、水晶体内に吸収されると共に散乱されるからである。白内障の形成は、典型的には経過が遅く、その結果、段階的な視力低下が生じる。白内障は、治療されなければ潜在的に失明性を導く。

20

【0003】

一般的な白内障治療では、不透明な水晶体を人工眼内レンズ（IOL）で置き換える。現在、1年当たり推定1,500万例の白内障手術が世界で行われている。白内障治療マーケットは、植え込みのための眼内水晶体、手術をし易くするための粘弾性ポリマー、及び、超音波水晶体乳化チップ、管、種々のナイフ、及び鉗子を含む使い捨て器具、を含む種々の部門で構成されている。

【0004】

現在、白内障手術は、典型的には、水晶体乳化（水晶体乳化吸引）と呼ばれる技術を用いて実施されており、この水晶体乳化では、関連の灌注及び吸引ポートを備えた超音波チップが水晶体の比較的硬い核を刻んで前水晶体囊に作られる開口部を通る取り出しを容易にするために用いられる。水晶体の核は、水晶体囊と呼ばれている水晶体の外側の膜内に入っている。水晶体核への接近は、前水晶体囊切開術を実施することによって行われる場合があり、かかる切開術では、小さな丸形の穴が水晶体囊の前方部に形成される。水晶体核への接近はまた、用手連続曲線水晶体破囊術（CCC）を実施することによって也可能である。水晶体核の取り出し後、合成フォルダブル（折り畳み）眼内レンズ（IOL）を小さな切開創を通して眼の残りの水晶体囊中に挿入するのが良い。典型的には、IOLは、前囊及び水晶体囊袋の縁によって定位置に保持される。IOLは、単独か、前囊と一緒にになるかのいずれか、で前囊によって保持できる。この後者の形態は、当該技術分野においては、「バッグ・イン・レンズ（Bag-in-Lens）」インプラントと呼ばれている。

30

【0005】

白内障摘出手術における最も技術的に困難で重要なステップのうちの1つは、水晶体核への接近を行うことである。用手の連続曲線水晶体破囊術（continuous curvilinear capsulorhexis: CCC）は、缶切り（can-opener）式囊切開術と称される初期の手法から発展したもので、この手法では、前水晶体囊を円形状に穿孔するために鋭い針が使用され、その後に、一般に直径5～8mmの範囲の水晶体囊の円形片が除去される。水晶体囊切開術による円形片が小さければ小さいほど、これを手作業で作るのは一層難しくなる。水晶体囊切開術は、水晶体乳化によって、核を刻む次のステップの実施を容易にする。初期の缶切り手法は様々な合併症を伴うことから、乳化ステップに先立って前水晶体囊を除去する手法として、より優れた手法に発展させるため、当該分野の第一人者達によって様々な

40

50

試みがされてきた。

【0006】

用手連續曲線水晶体破囊術の所望の結果は、核の水晶体乳化を安全且つ容易に実施するだけでなく眼内レンズの挿入を容易にするための、滑らかな連續円形開口部を作ることにある。前囊に結果的に作られる開口部は、核の除去中のツール挿入のため及びIOL挿入のための邪魔のない中央接近部、即ち、患者の網膜への画像の伝達のための恒久的なアパーチュアと、更に残りの囊の内側に位置していて転位の恐れを制限するIOLの支持体と、の両方を提供する。

【0007】

さらに、後囊に係合するIOLは、後水晶体囊切開術から利益を得ることができる。後水晶体囊切開術から利益を受けることができるIOLの一例が、カルバートソン (Culbertson) 名義で出願された米国特許出願公開第2008/0281413号明細書 (発明の名称: METHOD AND APPARATUS FOR CREATING INCISIONS TO IMPROVE INTRAOCULAR LENS PLACEMENT) に記載されており、この米国特許出願公開を参照により引用し、その開示内容全体を本明細書の一部とする。かかる水晶体は、小帯突起 (Zonular process) を経由の受け入れ動作を最も良く可能にするために前囊と後囊の両方にIOLを嵌め込むことにより更に利益を得ることができる。しかしながら、後水晶体囊切開術を行うには、外科医は、硝子体及びその前硝子体表面に係わることが必要な場合がある。残念ながら、前硝子体表面は、後水晶体囊切開術中に破ける場合がある。破けた前硝子体表面が硝子体ゲルからの蛋白及び高分子の前方運動を可能にする場合があり、その結果、すでにシネレシス状態の硝子体腔内に流体 (液) がシフトする場合のあることが主張されている。蛋白及び高分子のこの前方運動により、辺縁網膜牽引の増大及び裂け目の形成が生じる場合がある。無傷の前硝子体表面の場合であっても、後囊中の割れ目が水晶体囊内摘出後の無水晶体眼のセグメントと同様な眼の前セグメントと後セグメントとの間の物理的バリヤを破断させる。このバリヤがないと、前眼房内への、ヒアルロン酸、硝子体ゲルの安定化剤の拡散が容易になる場合があり、この状況は、硝子体ゲルの潰れとして臨床的に顕在化する場合がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、前硝子体表面を損なう恐れを小さくした状態で正確な後水晶体囊切開術を実施するために、改良方法、改良技術、及び改良器械が必要である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

白内障の除去及び治療について特に言及するが、本明細書において説明する方法および器械は、多くの外科的処置のうちの1つ又は2つ以上、例えば患者の非白内障眼に対する後水晶体囊切開術、に用いることができる。

【0010】

眼に対してレーザ補助手術を実施して眼の水晶体囊の後方部分と眼の前硝子体表面との間に離隔層を提供する方法及びシステムが実施形態として提供される。離隔層を多くのやり方のうちの1つ又は2つ以上で形成することができるが、多くの実施形態では、気泡の層が眼のベルゲル腔中に形成され、それにより眼の水晶体囊の後方部分と眼の前硝子体表面とを離隔させる。水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間の離隔距離の増大により、水晶体囊の後方部分を切開する次の手技中に前硝子体表面を損なう恐れが減少する。多くの実施形態で、気泡の層が、水晶体囊の後方部分に対する水晶体囊切開術を実施する前に形成される。水晶体囊切開術は、多くの外科的処置のうちの1つ又は2つ以上、例えば遠近調節型IOL又は非遠近調節型IOLを含む場合があるIOLの植え込み、と組み合わせて実施できる。

【0011】

かくして、一観点では、水晶体囊、前硝子体表面、及び、水晶体囊の後方部分と前硝子

10

20

30

40

50

体表面との間に位置するベルゲル腔、を有する眼に対してレーザ補助手術を実施する方法が提供される。この方法は、レーザを用いてベルゲル腔内に複数個の気泡を形成して水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間の離隔距離を増大させるステップを含んでいる。複数個の気泡の形成後、水晶体囊の後方部分を切開する。多くの実施形態では、レーザは、水晶体囊の後方部分の切開を実施するために用いられる。さらに、多くの実施形態では、レーザは、水晶体囊の後方部分に対して水晶体囊切開術を実施するために用いられる。

【0012】

別の観点では、水晶体囊、前硝子体表面、及び、水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間に位置するベルゲル腔、を有する眼に対してレーザ補助手術を実施するシステムが提供される。このシステムは、レーザ源と、一体形光学系と、制御部とを含む。レーザ源は、複数個のレーザパルスを含む治療ビームを生じさせるよう構成される。一体形光学系は、治療レーザ送出組立体に作動的に接合された画像化組立体を含み、画像化組立体及び治療レーザ送出組立体は、少なくとも1つの共通光学素子を共有するようになっている。一体形光学系は、1つ又は2つ以上の標的組織構造体に関する画像情報を収集して治療ビームを3次元パターンで方向付けて標的組織構造体のうちの少なくとも1つの破壊を生じさせるよう構成されている。制御部は、レーザ源及び一体形光学系に作動的に結合されている。制御部は、光学系を制御してベルゲル腔内に複数個の気泡を形成し、それにより水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間の離隔距離を増大させるように構成されている。多くの実施形態では、制御部は、ベルゲル腔内への複数個の気泡の形成の後に、光学系を制御して水晶体囊の後方部分を切開するように構成されている。さらに、多くの実施形態では、制御部は、ベルゲル腔内への複数個の気泡の形成後に光学系を制御して水晶体囊の後方部分に対して水晶体囊切開術を実施するように構成されている。

【0013】

本発明の性質及び利点をより深く理解するため、以下の詳細な説明及び添付の図面を参照すべきである。本発明の他の観点、他の目的及び他の利点は、図面及び以下の詳細な説明から明らかになろう。

【0014】

本発明の特徴及び利点の良好な理解は、本発明の原理を利用した例示的な実施形態を記載している以下の詳細な説明及び添付の図面を参照することで得られるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】多くの実施形態に従ってベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作ることができるシステムの実施形態の略図である。

【0016】

【図2】多くの実施形態に従ってベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作ることができるシステムであって、治療及び画像化光を送り出す光多重化を利用した、別の実施形態の略図である。

【0017】

【図3】多くの実施形態に従って別の画像化システム形態を利用したベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作ることができるシステムの別の実施形態の略図である。

【0018】

【図4】多くの実施形態に従って更に別の画像化システム形態を利用したベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作ることができるシステムの別の実施形態の略図である。

【0019】

【図5】多くの実施形態に従って眼の前眼房、水晶体、及び前硝子体の略図である。

【0020】

【図6】多くの実施形態に従ってベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作るためのレーザの使用法の略図である。

【0021】

【図7】多くの実施形態に従ってベルゲル腔の前硝子体内に作られた気泡の層の略図であ

10

20

30

40

50

る。

【0022】

【図8】多くの実施形態に従って、水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間の離隔距離を増大させるため眼のベルゲル腔内にレーザを用いて気泡の層を形成し、気泡層の形成後、水晶体囊の後方部分を切開する方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下の説明において、本発明の種々の実施形態について説明する。説明の目的上、特定の形態及び細部は、実施形態の完全な理解を提供するために記載されている。しかしながら、本発明は当該特定の細部なしで実施できる、ということが、当業者には明らかであろう。さらに、周知の特徴は、説明対象の実施形態の内容を分かりにくくすることができないように省かれて又は単純化されている場合がある。

10

【0024】

眼に対してレーザ補助手術を実施する方法およびシステムが、眼のベルゲル腔内に気泡の層を形成するようレーザを使用する。気泡層は、眼の水晶体囊の後方部分と眼の前硝子体表面との間の離隔距離を増大させるのに役立つ。水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間の増大した離隔距離を用いると、前硝子体表面を損なう恐れを小さくした状態で、次に水晶体囊の後方部分を切開することができる。例えば、水晶体囊の後方部分に対する水晶体囊（被膜）切開術を実施する前に、気泡層を形成することができる。

【0025】

20

本明細書において説明される方法は、光ビームを患者の眼68中に投射し又は走査するシステム、例えば図1に示されているシステム2、によって実施できる。システム2は、超高速（UF）光源4（例えば、フェムト秒レーザ）を含む。システム2を用いると、患者の眼68内でビームを3次元又は3つの寸法方向X、Y、Zで走査することができる。短パルスレーザ光を眼組織中に合焦させて誘電破壊を生じさせ、それにより焦点（フォーカルゾーン）周囲に光破壊部を生じさせるのが良く、それにより光誘導プラズマの付近で組織を破る。この実施形態では、レーザ光波長は、800nm～1200nmで変化し、パルス幅は10fs～10000fsで変化するのが良い。パルス繰返し周波数も、10kHz～500kHzで変化するのが良い。対象でない組織を意図せず損傷させてしまうことに関連する安全限界が、繰返し率とパルスエネルギーに関する上限を制限する。そして、エネルギーしきい値、手技が終わるまでの時間、及び、安定性が、パルスエネルギーと繰返し率の下限を制限する。眼68、具体的には眼の水晶体69及び前囊、における集束点のピークパワーは、光破壊部を作り、プラズマ媒介切除プロセスを開始するのに十分なパワーである。生物学的組織における線形光学吸収及び光拡散は近赤外波長において減少するため、近赤外波長が好ましい。非限定的な例として、レーザ4は、100kHzの繰返し率で、各パルスエネルギーが1マイクロジュールから20マイクロジュールまでの範囲の500fsのパルスを生成する繰返しパルス1035nmデバイスであるのが良い。

30

【0026】

変形例として、より長いパルス持続時間及びより高いエネルギーのシステムを用いると、より大きな気泡を作り効率を高めることができる。患者を仰臥状態にすると、結果として生じる気泡は、上方に浮くことになる。これにより、ターゲッティングシステムの正確さに関する要件が軽減される。一般に、任意適当なパラメータを有する任意適当なレーザを用いることができる。

40

【0027】

このレーザ4は、入出力デバイス302を介して電子制御部300によって制御され、光学ビーム6を作り出す。制御エレクトロニクス又は制御部300は、コンピュータ、マイクロコントローラ等のプロセッサであってもよい。この例では、システム全体が制御部300によって制御され、データは入力/出力装置I/O302を介して伝送される。グラフィカルユーザインターフェースGUI304が、システム動作パラメータを設定し、ユ

50

ーザ入力(ＵＩ)306を処理し、例えば眼構造の画像のような収集情報を表示するために、使用され得る。ＧＵＩ304及びＵＩ306は、公知のコンピュータシステムのコンポーネント、例えばディスプレイ、タッチスクリーンディスプレイ、キーボード、ポインタ又はマウスのうちの1つ又は2つ以上を含むのが良い。制御エレクトロニクスは、例えばコンピュータシステムの1つ又は2つ以上のプロセッサを含むのが良い。

【0028】

制御エレクトロニクス300は、多くのやり方のうちの1つ又は2つ以上で構成でき、かかる制御エレクトロニクスは、コンピュータプログラムの命令が具体化されている有形の媒体を有するプロセッサを含むのが良い。多くの実施形態では、有形媒体は、コンピュータ可読媒体の命令が具体化されたコンピュータ可読メモリを含む。変形例として又は組み合わせ例として、制御エレクトロニクスは、本明細書において説明した1つ又は2つ以上の命令を実行するためのアレイロジック、例えばゲートアレイ、プログラマブルゲートアレイ又は書き換え可能ゲートアレイ、を含むのが良い。有形媒体の命令は、制御エレクトロニクスのプロセッサによって実行されるのが良い。

10

【0029】

生成されたUF光ビーム6は、半波長板8と直線偏光子10とを通過して、患者の眼68に向かって進む。ビームの偏光状態は、所望量の光が半波長板8と直線偏光子10とを通過するように調節可能であり、半波長板8と直線偏光子10は一緒になってUFビーム6の可変減衰器として機能する。さらに、直線偏光子10の向きが、ビームコンバイナ34に入射する入射偏光状態を決定し、それによりビームコンバイナ34のスループットを最適化する。

20

【0030】

UF光ビーム6は、システム制御型シャッタ12、アパーチュア14、及び、ピックオフ装置16を通って進む。システム制御型シャッタ12は、手技上及び安全上の理由から、レーザのオン／オフ制御を保証している。アパーチュア14は、UF光ビーム6の有効外径を設定し、ピックオフ装置16は、結果として生じたビームをモニタリングする。ピックオフ装置16は、部分反射鏡20と検出器18とを有する。パルスエネルギー、平均出力、又はそれらの組み合わせを、検出器18を用いて測定することができる。検出器18からの出力は、減衰のための半波長板8へのフィードバックに、そしてシステム制御型シャッタ12が開いているか閉じているかを確認するために、使用できる。さらに、システム制御型シャッタ12は、冗長状態の検出を可能にするために位置センサを有するのが良い。

30

【0031】

ビームは、ビーム状態調節ステージ22を通過し、このビーム状態調節ステージ22では、ビーム径、発散度、真円度、及び非点収差といったビームパラメータを修正することができる。この実施例では、ビーム状態調節ステージ22は、意図したビーム径やコリメーションを実現するために、球面光学部品24及び26で構成された2要素ビーム拡大テレスコープを有している。図示されてはいないが、アナモフィック又は他の光学系を用いて、所望のビームパラメータを実現することができる。これらビームパラメータを決定するために用いられる要因としては、レーザの出力ビームパラメータ、システム全体の倍率、及び治療位置での所望の開口数(NA)が挙げられる。加うるに、ビーム状態調節ステージ22を用いるとアパーチュア14を所望の位置(例えば、以下に記載する二軸走査装置50の中心位置)に画像化することができる。このように、アパーチュア14を通過する光の量は、走査システムを確実に通過する。この場合、ピックオフ装置16は、有効な光の信頼性の高い手段である。

40

【0032】

ビーム6は、ビーム状態調節ステージ22を出た後、全反射鏡28、30及び32で反射する。これらの鏡は、アライメント目的のために調節可能であり得る。次に、ビーム6は、ビームコンバイナ34に入射する。ビームコンバイナ34は、UFビーム6を反射させる(そして、画像化結果を送り、例示の場合、後述する光コヒーレンス断層撮影(OC

50

T) ビーム 114 及び照準ビーム 202 を伝える)。効率的なビームコンバイナの動作のために、入射角は 45° 未満に維持されることが好ましく、ビームの偏向は、可能であれば固定される。U F ビーム 6 については、直線偏光子 10 の向きが一定の偏光をもたらす。O C T は、この非限定的な実施例では画像化モダリティとして用いられているが、他の方式、例えば、プルキンエ (Purkinje) 画像化法、シャインブルーフ (Scheimpflug) 画像化法、共焦点光学又は非線形光学顕微鏡検査法、蛍光画像化法、超音波、構造化光、立体画像化又は他の公知のオフサルミック又は医用画像化モダリティ及び/又はこれらの組み合わせ、を採用することができる。

【0033】

ビームコンバイナ 34 に続き、ビーム 6 は z 調節又は Z 走査装置 40 を進み続ける。この実施例では、z 調節装置 40 は、2 つのレンズ群 42 及び 44 (各レンズ群は 1 以上のレンズを含む) を有するガリレイ望遠鏡を含む。レンズ群 42 は、望遠鏡のコリメーション位置について z 軸に沿って移動する。これによると、患者の眼 68 内にあるスポットの合焦位置は、図示のように z 軸に沿って移動する。一般に、レンズ 42 の動きと焦点の動きとの間には、一定の線形関係が存在する。この場合、z 調節望遠鏡は約 2 倍のビーム拡大率を有するとともに、レンズ 42 の動きと焦点の動きとの間に 1:1 の関係を有する。変形例として、レンズ群 44 は、z 軸に沿って移動し、z 調節を作動させて走査することができる。z 調節装置 40 は、眼 68 を治療するための z 走査装置である。これは、システムによって自動的且つ動的に制御可能であると共に、次に説明する X Y 走査装置とは独立して又は相互作用するように選択することができる。鏡 36 及び 38 は、光軸と z 調節装置 40 の軸線とを位置合わせるために利用できる。

10

【0034】

ズーム 6 は、z 調節装置 40 を通過した後、鏡 46 及び 48 によって X Y 走査装置 50 に向けられる。鏡 46 及び 48 は、位置合わせ目的で調節可能である。X Y 走査は、制御エレクトロニクス 300 の制御下で、好ましくは 2 つの鏡 52 及び 54 を使用する走査装置 50 によって達成される。これらは、モータ、検流計、又は他の既知の光学移動装置を用いて、互いに直交した方向に回転する。鏡 52 及び 54 は、後述する対物レンズ 58 とコンタクトレンズ 66 の組み合わせのテレセントリック位置の近くに配置される。鏡 52, 54 を傾けると、その結果としてビーム 6 の方向が変化し、患者の眼 68 内に位置する U F 焦点の平面内において側方変位が生じる。対物レンズ 58 は、図示のように、複合多要素型レンズ要素であるのがよく、レンズ 60, 62 及び 64 によって表されるのが良い。対物レンズ 58 の複雑さは、走査フィールドサイズ、合焦スポットサイズ、対物レンズ 58 の近位側と遠位側の両方における有効動作距離、並びに、収差制御の量、によって決まるであろう。入力ビームサイズが 15 mm 直径の状態で 10 mm を超えるフィールドにわたり 10 μm のスポットサイズを生じさせる焦点距離 60 mm の f シータ対物レンズ 58 が一例である。変形例として、走査装置 50 による X Y 走査は、1 つ以上の可動光学部品 (例えば、レンズ、格子) を用いて実現することができ、これらも又、入出力装置 302 を介して制御エレクトロニクス 300 によって制御できる。

20

【0035】

走査装置 50 は、照準及び治療走査パターンを、制御エレクトロニクス 300 の制御下で、自動的に生じさせることができる。かかるパターンは、単一の光点、多数の光点、光の連続パターン、光の多数の連続パターン、及び/又は、これらの組み合わせ、で構成され得る。加うるに、照準パターン (後述する照準ビーム 202 を使用) は、治療パターン (光ビーム 6 を使用) と同一である必要はないが、患者の安全のために所望の対象部位内のみに治療光が送達されることを確実にするために、その境界を少なくとも規定することが好ましい。これは、例えば、照準パターンに意図する治療パターンの輪郭を与えることによって、行われ得る。このように、治療パターンの空間的な広がりが、個々のスポット自体の正確な位置でなくとも、ユーザに知られるようになり、その結果、速度、効率及び精度について走査を最適化することができる。照準パターンはさらに、ユーザへの視認性を更に高めるために、点滅として知覚されるようにするのが良い。

30

40

50

【0036】

任意適当なオフサルミックレンズであり得るオプションとしてのコンタクトレンズ66が、眼の位置の安定化を補助しながら、患者の眼68に光ビーム6の焦点を更に合わせるのを助けるよう使用され得る。患者及び／又は光学系を位置決めするジョイスティックのような入力装置などの適切なユーザ入力装置、あるいは他の好適なユーザ入力装置（例えば、G U I 3 0 4）を使用することによって光ビーム6の位置及び特性並びに／又はビーム6が眼68に形成する走査パターンをさらに制御することができる。

【0037】

U F レーザ4及び制御エレクトロニクス300は、眼68内の標的構造を標的にして光ビーム6が適切な場所に集束されて標的とされていない組織に不用意に損傷を与えることがないように設定されるのが良い。本明細書において説明される画像化モダリティ及び技術、例えば上述した画像化モダリティ及び技術、あるいは超音波が、2D及び3Dパターニングを含むレーザ合焦又は集束方法に高い精度をもたらすために水晶体及び水晶体囊の存在場所を突き止めると共にこれらの厚さを測定するために使用され得る。レーザ集束は又、照準ビームの直接観察を含む1つ又は2つ以上 の方法、又は他の公知のオフサルミック若しくは医用画像化モダリティ、例えば上述したモダリティ、及び／又はこれらの組み合わせ、を用いても達成できる。図1の実施形態では、O C T 装置100が記載されている。ただし、他のモダリティが本発明の範囲に含まれる。眼のO C T 走査は、前及び後水晶体囊の軸方向位置、白内障核の境界、並びに、前眼房の深さ、に関する情報を提供する。その後、この情報は、制御エレクトロニクス300にロードされ、後のレーザ補助下外科的処置をプログラムすると共に制御するために使用される。この情報は又、手技に関連する多種多様なパラメータ、例えば水晶体囊の切断や水晶体皮質及び核のセグメント化に使用される焦点面の軸方向上限及び下限、とりわけ水晶体囊の厚み、を決定するためにも使用され得る。

10

20

30

【0038】

図1のO C T 装置100は、ファイバカプラ104によって参照アーム106とサンプルアーム110に分割される広帯域光源又は掃引光源102を有している。この参照アーム106は、適切な分散と経路長の補償と共に参照反射を含むモジュール108を有している。O C T 装置100のサンプルアーム110は、U F レーザシステムの残部に対するインターフェースとして機能する出力コネクタ112を有している。次に、参照アーム106とサンプルアーム110の両方からの戻り信号は、カプラ104によって検出デバイス128に差し向けられ、この検出デバイスは、時間領域検出法、周波数領域検出法又は単一点検出法を利用する。図1では、O C T 波長が830nm、帯域幅が100nm、の周波数領域法が使用されている。

【0039】

O C T ビーム114は、コネクタ112を出た後、レンズ116を用いてコリメートされる。コリメートされたO C T ビーム114のサイズは、レンズ116の焦点距離によって決定される。ビーム114のサイズは、眼中の焦点での所望のN A 及び眼68に至るビーム列の倍率で決まる。一般に、O C T ビーム114は、焦点面においてU F ビーム6ほど高いN A を必要としないため、O C T ビーム114はビームコンバイナ34の位置においてU F ビーム6よりも直径が小さくなる。コリメーティングレンズ116に続き、眼のところでのO C T ビーム114のN A をさらに変更するアパーチュア118が存在する。アパーチュア118の直径は、標的組織に入射するO C T 光及び戻り信号の強度を最適にするように選択される。偏光制御要素120は、能動型又は動的であるのが良く、偏光状態の変化を補償するために使用される。偏光状態の変化は、例えば角膜複屈折の個々の差によって生じ得る。次いで、鏡122及び124を用いてO C T ビーム114をビームコンバイナ126及び34へ差し向ける。鏡122及び124は、位置合わせ目的で、特にビームコンバイナ34の次にU F 光ビーム6へのO C T ビーム114の重ね合わせのために、調節可能であるのが良い。同様に、ビームコンバイナ126は、O C T ビーム114を後述する照準ビーム202と結合するために使用される。

40

50

【0040】

OCTビーム114がビームコンバイナ34の次にUF光ビーム6にいったん結合されると、OCTビーム114は、システムの残部を通って、UF光ビーム6と同じ経路を辿る。このように、OCTビーム114は、UF光ビーム6の存在場所を表す。OCTビーム114は、z走査装置40及びx y走査装置50を通過し、次いで対物レンズ58、コンタクトレンズ66等を通過して、眼68に至る。眼内の構造からの反射及び散乱は、光学系を通り、コネクタ112内に入り、カプラ104を通過して、OCT検出器128に至る戻りビームとなる。これらのリターンバック反射は、UF光ビーム6の焦点位置のX、Y、及びZにおける位置に関してシステムによって順次に解釈されるOCT信号を提供する。

10

【0041】

OCT装置100は、参照アームとサンプルアームの間の光路長の差を測定する原理に基づいて動作する。したがって、光路長はレンズ群42の運動の関数として変化しないので、z調節装置40を通りOCTビーム114が通過しても、OCTシステム100のz範囲が広がることはない。OCTシステム100は、検出方式と関連する固有のz範囲を有しており、周波数領域検出の場合には、分光計及び参照アーム106の配置場所に特に関連づけられる。図1で用いられたOCTシステム100の場合、z範囲は、水性環境において約1~2mmである。この範囲を少なくとも4mmまで広げるには、OCTシステム100内の参照アームの経路長の調節が必要である。サンプルアーム内のOCTビーム114をz調節装置40のz走査に通すことにより、OCT信号の強度を最適化することが可能となる。これは、OCTシステム100の参照アーム106内の経路をこれに見合って増加させることによって延びた光路長を調節しつつ、OCTビーム114を標的構造に集束させることによって、実現する。

20

【0042】

浸漬指数(immersion index)、屈折、色収差及び単色収差といった影響に起因するUF集束デバイスについてのOCT測定における基本的な違いのため、UF光ビームの焦点位置に関するOCT信号の分析には注意を払う必要がある。OCTの信号情報をUFの焦点位置にマッチさせると共に更に絶対次元量(absolute dimensional quantity)に関連づけるために、X、Y、及びZの関数として較正又は位置合わせ手順を実施すべきである。

30

【0043】

また、照準ビームの観察を利用してユーザがUFレーザを焦点に差し向けるのを助けるのが良い。加うるに、赤外線OCT及びUF光ビームの代わりに肉眼で見える照準ビームが、当該照準ビームが赤外線ビームのパラメータを正確に表していることを条件として、位置合わせに有用でありうる。照準サブシステム200が図1に示す形態に用いられている。照準ビーム202は、633nmの波長で動作するヘリウムネオンレーザといった照準ビーム光源201によって生成される。変形例として、630~650nmの範囲のレーザダイオードを使用することもできる。633nmのヘリウムネオンのビームを使用した場合の利点は、そのコヒーレンス長が長いことにあり、それにより、例えば、ビーム列の光学的品質を測定するために、不等光路レーザ干渉計(LUPI)として照準経路を使用することが可能となる

40

【0044】

照準ビーム光源201がいったん照準ビーム202を発生させると、照準ビーム202は、レンズ204を用いてコリメートされる。コリメートされたビームのサイズは、レンズ204の焦点距離によって決定される。照準ビーム202のサイズは、眼の焦点のところでの所望のNA及び眼68に至るビーム列の倍率に影響される。一般に、照準ビーム202は、焦点面内でUF光ビーム6とほぼ同じNAを有しており、従って、照準ビーム202は、ビームコンバイナ34の配置場所のところでUF光ビーム6と同等の直径となる。照準ビーム202は、眼の標的組織に対するシステムの位置合わせの際にUF光ビーム6の代わりとなるので、照準経路の大部分は、前述のUF経路に似る。照準ビーム202

50

は、半波長板 206 及び直線偏光子 208 を通って進む。照準ビーム 202 の偏光状態は、所望量の光が偏光子 208 を通過するように調節可能である。したがって、半波長板 206 及び直線偏光子 208 は、照準ビーム 202 の可変減衰器として機能する。加うるに、偏光子 208 の向きは、ビームコンバイナ 126, 34 に入射する入射偏光状態を決定し、それにより偏光状態を一定にしてビームコンバイナ 126, 34 のスループットを最適化することが可能となる。当然のことながら、半導体レーザが照準ビーム光源 200 として用いられる場合、駆動電流は光強度を調節するために変化させることができる。

【 0045 】

照準ビーム 202 は、システム制御型シャッタ 210 及びアパー チュア 212 を通って進む。システム制御型シャッタ 210 は、照準ビーム 202 のオン / オフ制御を提供する。アパー チュア 212 は、照準ビーム 202 のための有効外径を設定し、適切に調節され得る。眼のところの照準ビーム 202 の出力を測定する較正手順は、偏光子 206 の制御を介して照準ビーム 202 の減衰を設定するために使用され得る。

【 0046 】

照準ビーム 202 は、次にビーム状態調節装置 214 を通過する。1つ以上の既知のビーム調節光学部品を用いて、ビームパラメータ、例えばビーム径、発散量、真円度、及び非点収差を調節することができる。光ファイバから出る照準ビーム 202 の場合、ビーム状態調節装置 214 は、意図したビームサイズやコリメーションを実現するために、2つの光学部品 216 及び 218 を有するビーム拡大テレスコープを単に含み得る。コリメーションの程度などの照準ビームのパラメータを決定するために使用される最終要因は、眼 68 の存在場所のところで UF 光ビーム 6 と照準ビーム 202 とをマッチさせることによって決定される。ビーム調節装置 214 を適切に調節することによって、色収差を考慮することができる。さらに、光学系 214 は、所望の場所、例えばアパー チュア 14 の共役場所、にアパー チュア 212 を画像化するために使用される。

【 0047 】

照準ビーム 202 は次に、全反射鏡 220, 222 で反射し、これらの鏡は、好ましくは、ビームコンバイナ 34 の次に UF 光ビーム 6 にアライメント位置合わせ可能に調節可能である。次に、照準ビーム 202 は、ビームコンバイナ 126 に入射し、ここで照準ビーム 202 は、OCT ビーム 114 に結合される。ビームコンバイナ 126 は、照準ビーム 202 を反射して OCT ビーム 114 を伝達し、それにより両方の波長範囲でのビーム結合機能の効率的な動作が可能である。変形例として、ビームコンバイナ 126 の伝達機能と反射機能を逆にすると共に形態を逆にしても良い。ビームコンバイナ 126 の次に、照準ビーム 202 は、OCT ビーム 114 と一緒に、ビームコンバイナ 34 によって UF 光ビーム 6 と結合される。

【 0048 】

眼 68 上又は眼 68 内の標的組織を画像化するための装置が、画像化システム 71 として図 1 に概略的に示されている。画像化システム 71 は、標的組織の画像を作成するカメラ 74 及び照明光源 86 を含む。この画像化システム 71 は、既定の構造の周り又はその中へのパターンの心出しを可能にするために制御エレクトロニクス 300 によって使用できる画像を収集する。照明光源 86 は一般に、広帯域且つ非干渉性である。例えば、光源 86 は、図示のように複数の LED を含むのが良い。照明光源 86 の波長は、好ましくは 700 nm から 750 nm までの範囲にあるが、ビームコンバイナ 56 によって受け入れられる波長であればどのような波長であっても良く、ビームコンバイナは、観察光を UF 光ビーム 6 及び照準ビーム 202 のビーム経路と結合する（ビームコンバイナ 56 は、OCT 波長と UF 波長を伝達しながら観察波長を反射する）。ビームコンバイナ 56 は、照準ビーム 202 が表示カメラ 74 に対して視認可能であるように照準波長を部分的に伝達することができる。光源 86 の前に位置するオプションとしての偏光要素 84 は、直線偏光子、四分の一波長板、半波長（二分の一波長）板又は任意の組み合わせであり得る、かかる偏光要素 84 は、信号を最適化するために使用される。近赤外線波長によって生じるような擬似カラー像は、許容可能である。

10

20

30

40

50

【0049】

光源86からの照明光は、UF光ビーム6及び照準ビーム202と同じ対物レンズ58及びコンタクトレンズ66を用いて眼に向かって下方へ差し向けられる。眼68内の種々の構造から反射されると共に散乱した光は、同一のレンズ58, 66によって集束され、ビームコンバイナ56の方へ差し向けられて戻る。ビームコンバイナ56のところでは、戻り光は、ビームコンバイナ56及び鏡82を経て観察経路に差し向けられて戻り、そして観察カメラ74上に差し向けられる。観察カメラ74は、例えば、適当に寸法決めされたフォーマットの任意のシリコン利用型検出アレイであるのが良いが、これには限定されない。ビデオレンズ76がカメラの検出器アレイ上に画像を形成し、他方、光学部品80, 78が偏光制御及び波長フィルタリングをそれぞれ行う。アパーチュア又は虹彩81は、画像化NAの制御及びかくして焦点深度及び被写界深度の制御を可能にする。アパーチュアが小さいと被写界深度が深いという利点が得られ、これは、患者のドッキング処置を助ける。変形例として、照明経路とカメラ経路を切り換えても良い。さらに、照準光源200は、直接的に眼には見えない場合があるが画像化システム71を用いて捕捉して表示することができるような赤外線を出すように構成できる。10

【0050】

コンタクトレンズ66が眼68の角膜と接触するときに標的構造がシステムのX、Y走査の捕捉範囲内にある、というような粗調節による位置合わせ(registration)が通常必要とされる。したがって、ドッキング処置が好ましく、このドッキング処置は、好ましくは、システムが接触状態(即ち、患者の眼68とコンタクトレンズ66の接触)に近づくにつれて患者の動きを考慮に入れる。観察システム71は、コンタクトレンズ66が眼68に接触する前に患者の眼68及び他の目立った特徴を見ることができるに足るほどに焦点深度が深くなるよう構成されている。20

【0051】

好ましくは、運動制御システム70が、システム2全体中に組み込まれる。この運動制御システム70は、正確且つ信頼性の高いコンタクトレンズ66と眼68との接触を実現するために、患者、システム2若しくはその構成要素、又は、これら両方、を動かすのが良い。さらに、真空吸引サブシステム及びフランジをシステム2に組み込み、そしてこれを用いて眼68を安定させるのが良い。コンタクトレンズ66を介しての眼68とシステム2との位置合わせは、画像化システム71の出力をモニタリングしながら達成可能であり、画像化システム71によって作られた画像をI0302を介して制御エレクトロニクス300によって電子的に分析することによって、手動又は自動的に行うことができる。力センサ及び/又は圧力センサのフィードバックを利用して、接触を認識し、さらに真空サブシステムを起動をさせることもできる。例えば米国特許出願第13/225,373号明細書に記載されている別の患者インターフェースも又、使用可能である。なお、この米国特許出願を参照により引用し、その記載内容を本明細書の一部とする。30

【0052】

別のビーム結合形態が、図2の変形実施形態に示されている。例えば、図1の受動型ビームコンバイナ34に代えて、図2に示されているような能動型コンバイナ140を用いることができる。この能動型ビームコンバイナ140は、可動又は動的制御型要素、例えば図示のような電流測定走査鏡、であり得る。能動型コンバイナ140は、UF光ビーム6か結合された照準及びOCTビーム202, 114かのいずれかを、スキャナ50に向かって、最終的には眼68に向かって、方向づけるべくその角度の向きを変化させる。能動型結合技術の利点は、これが受動型ビームコンバイナを用いて同様な波長範囲又は偏光状態を有するビームを結合する場合の困難を回避することにある。この能力は、時間的に同時のビームを有することができるということ、及び、能動型ビームコンバイナ140の位置的許容度に起因して正確さ及び精度が潜在的に低いということ、に対してトレードオフの関係にある。40

【0053】

別の変形実施形態が図3に示されている。図3は、図1と類似しているが、OCT1050

0に対して別的方式を利用している。図3では、OCT101は、参照アーム106が参照アーム132に置き換えられていることを除き、図1のOCT100と同一である。この自由空間OCT参照アーム132は、レンズ116の後にビームスプリッタ130を有することによって実現されている。参照ビーム132は、次に偏光制御要素134を通して進み、次に参照戻りモジュール136に当たる。この参照戻りモジュール136は、適当な分散及び経路長調節及び補償要素を有していて、サンプル信号と干渉する適当な参照信号を発生させる。OCT101のサンプルアームは今や、ビームスプリッタ130の次に源を発している。この自由空間形態の潜在的な利点としては、参照アーム及びサンプルアームの偏光制御と維持が別々であるということが挙げられる。OCT101のファイバ利用型ビームスプリッタ104も又、ファイバ利用型サーチュレータで置き換え可能である。変形例として、OCT検出器128とビームスプリッタ130の両方を参照戻りモジュール136と対照的であるように一緒に動かしても良い。

【0054】

図4は、OCTビーム114とUF光ビーム6とを結合するための別の変形実施形態を示している。図4では、OCT156(OCT100又は101の構造のいずれか一方を含むのが良い)は、OCT156によって出力されたOCTビーム154がビームコンバインナ152を用いてz走査装置40の後でUF光ビーム6に結合される、というように構成されている。このように、OCTビーム154は、z走査装置40の使用を回避している。これにより、OCT156を場合によってはより容易にビーム中に折り畳むことができ、そしてより安定した動作を得られるよう経路長をより短くすることができる。このOCT形態は、図1を参照して説明したように、最適化された信号戻り強度を犠牲にしている。米国特許第5,748,898号、同第5,748,352号、同第5,459,570号、同第6,111,645号、及び同第6,053,613号に記載されているように、時間及び周波数領域法、シングルビーム及びデュアルビーム法、掃引源等を含むOCT干渉計の形態について多くの可能性が存在する。

【0055】

システム2は、囊の表面の存在場所を突き止めて光ビーム6が所望の開口部のあらゆる箇所のところで水晶体囊上に集束されるように設定されるのが良い。本明細書において説明した画像化モダリティ及び技術、例えば光学干渉トモグラフィ(OCT)、例えばブルキニエ画像化法、シャインブルーフ画像化法、共焦点光学又は非線形光学顕微鏡検査法、蛍光画像化法、超音波、構造化光、立体画像化又は他の公知のオフサルミック又は医用画像化モダリティ及び/又はこれらの組み合わせを利用すると、水晶体及び水晶体囊の形状、幾何学的形状、周長、境界、及び/又は3次元存在場所を求めて2D及び3Dパターニングを含むレーザ集束法に高い精度をもたらすことができる。レーザ集束は又、照準ビームの直接観察を含む1つ若しくは2つ以上的方法又は他の公知のオフサルミック又は医用画像化モダリティ及びこれらの組み合わせ、例えば上述の画像化モダリティ及び技術(これらには限定されない)、を用いて達成できる。

【0056】

切断のためのパターンを作るために用いられるのと同一のレーザ及び/又は同一のスキヤナを用いて、前眼房及び水晶体の光学画像化が水晶体について実施され得る。この走査は、前及び後水晶体囊の軸方向存在場所及び形状(更に厚さ)、白内障核の境界、並びに、前眼房の深さ、についての情報を提供するであろう。その後、この情報をレーザ3D走査システムにローディングしても良く、又は、この情報を用いて眼の前眼房及び水晶体の3次元モデル/表示/画像を生じさせても良く、そしてこの情報を用いて外科的処置で用いられるパターンを定めることもできる。

【0057】

上述のシステムは、ベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作るために使用できる。気泡層を作ることにより、ベルゲル腔を拡張することができ、それにより後囊を前硝子体表面から分離し、その結果、前硝子体表面を損なう恐れが小さい状態で、後水晶体囊切開術を水晶体囊の後方部分に対して実施することができる。

10

20

30

40

50

【0058】

図5は、眼の前眼房、水晶体、及び前硝子体の略図である。眼は、水晶体412、水晶体囊402、前角膜表面418、支質416、後角膜表面420、光軸422、虹彩414、及び硝子体膜425を有する。後水晶体囊表面と硝子体膜との間の空間は、ベルゲル腔とも呼ばれている囊 硝子体の間腔である。この領域は、密度の高いゼラチン状の硝子体液よりも粘度の低い水性液で満たされている。多くの実施形態によれば、非限定的な例として上述のパルスレーザシステムを用いて、ベルゲル腔の前硝子体内に気泡が作られるのが良い。

【0059】

図6は、ベルゲル腔の前硝子体内に気泡を作るためのレーザの使用を示す略図である。この実施例では、誘電破壊を生じさせてプラズマ432を形成する箇所にレーザビーム6を集束させる。プラズマ432がキャビテーション気泡434を結果的に生じ、このキャビテーション気泡は、特に非摂動状態である場合、数時間ほどに長い間持続する場合がある。キャビテーション気泡434は、硝子体膜425を変位させて、変位した硝子体膜425によって示されているような形状を形成する。この実施例で理解できるように、単一の場所における気泡の形成により、硝子体膜を変位させることができ、その結果、硝子体膜は、孤立気泡存在場所の付近において水晶体囊402の後方部分から遠くに位置するが、実際には、その付近の外側の後囊の近くに位置するようになる。気泡は、いったん生じると、気泡を作るために用いられる液体の有効質量とは異なり、気泡のガス内には有効質量がないので、キャビテーションにより効果的なそれ以上の拡張をもたらすことはない。しかしながら、ビーム6は、走査システム40及び50を用いて再配置可能であり、それによりどこかの場所に気泡を生じさせ、広く且つ／或いは深い気泡層を作り、それによりベルゲル腔の容積を増大させることができる。

【0060】

図7は、かかる走査操作の結果の一例を示している。この場合、ビーム6（示されていない）は、スキャナ40及び50（これまたこの描画には示されていない）を用いて並進されてベルゲル腔を更に拡張させる気泡層434を生じさせている。

【0061】

多くの実施形態では、患者は、仰臥姿勢で治療されるのが良く、その結果、レーザによるプラズマ及びその結果としてのキャビテーションの生成の後に生じたガスは、後囊に対して上昇する。上昇している気泡は、後囊を前硝子体表面から更に離隔させるのに役立つ。

【0062】

図8は、多くの実施形態に従って眼に対してレーザ補助手術を実施するための方法500を示している。任意適当なシステムを用いて方法500を実施することができ、かかるシステムとしては、本明細書において説明した当業者に知られている任意適当なシステムが挙げられる。

【0063】

行為502では、レーザを用いて眼のベルゲル腔内に複数個の気泡を形成して水晶体囊の後方部分と前硝子体表面との間の離隔距離を増大させる。行為504では、複数個の気泡の形成後、水晶体囊の後方部分を切開する。多くの実施形態では、レーザを用いて水晶体囊の後方部分の切開を実施する。そして、多くの実施形態では、レーザを用いて水晶体囊の後方部分に対して水晶体囊切開術を実施する。

【0064】

任意適当なレーザを用いて気泡をベルゲル腔内に形成すると共に／或いは水晶体囊の後方部分を切開することができる。かかる適当なシステムの一例は、ブルメンクランツ他(Blumenkranz et al.)名義の米国特許出願第11/328,970号明細書(発明の名称: METHOD AND APPARATUS FOR PATTERNED PLASMA-MEDIATED LASR TREPHEINATION OF THE LENS AND CAPSULE IN THREE DIMENSIONAL PHACO-SEGMENTATION)であって、米国特許出願公開第2006/0195076号明細書に記載されており、この米国特許出願公開を参照

10

20

30

40

50

により引用し、その開示内容全体を本明細書の一部とする。多くの実施形態では、レーザは、パルスレーザビームをベルゲル腔と実質的に整列した焦点に放送出するよう構成されている。例えば、パルスレーザビームのパルスは各々、約10フェムト秒～約30ナノ秒のパルス持続時間有するのが良い。パルスレーザビームは、約10Hz～約1MHzのパルス繰り返し率を有するのが良い。パルスレーザビームの各レーザパルスのエネルギーは、約1マイクロジュール～約20マイクロジュールであるのが良い。パルスレーザビームは、約500ナノメートル～約1,100ナノメートルの波長を有するのが良い。レーザを用いて気泡を形成する場合、約0.005～約0.5の動作開口数、約1ミクロン～約20ミクロンの焦点サイズ直径を用いることにより、及び／又は、1平方センチメートル当たり約2ジュール～1平方センチメートル当たり約200ジュールのフルエンスで、ベルゲル腔と実質的に整列した焦点中に照射するのが良い。10

【0065】

上述のステップは、実施形態に従って患者を治療する方法500を示しているが、当業者であれば、本明細書において説明した教示に基づく多くの変形例を認識するであろう。これらステップは、異なる順序で実施されても良い。ステップを追加しても良く或いは省いても良い。ステップのうちの幾つかは、サブステップから成っていても良い。ステップのうちの多くは、治療にとって有益であるならば、多く繰り返し実施しても良い。

【0066】

方法500のステップのうちの1つ又は2つ以上は、本明細書において説明した回路、例えば、プロセッサ又は論理回路のうちの1つ又は2つ以上、例えば書き換え可能ゲートアレイのためのプログラマブルアレイロジック、を用いて実施されるのが良い。この回路は、方法500のステップのうちの1つ又は2つ以上を提供するようプログラムされるのが良く、プログラムは、コンピュータ可読メモリ上に記憶されたプログラム命令、又は、論理回路、例えば書き換え可能ゲートアレイやプログラマブルアレイロジック、のプログラムされたステップ、を含むのが良い。20

【0067】

本明細書において値の範囲（値域）の表示は、別段の指示がなければ、この範囲内に収まる別々の各値を個別的に参照する手っ取り早い方法として役立つに過ぎず、別々の各値は、これが本明細書に個別的に記載されているかのごとく本明細書に組み込まれる。

【0068】

本明細書において引用した刊行物、特許出願明細書又は特許出願公開明細書、及び特許明細書を含む全ての先行技術文献を参照により引用し、各先行技術文献の個別的且つ具体的な内容が本明細書に記載されているのと同一の程度まで、これらの開示内容全体を本明細書の一部とする。30

【0069】

本発明の好ましい実施形態を図示すると共に本明細書において説明したが、かかる実施形態は、例示として提供されているに過ぎないことが、当業者には明らかであろう。本発明の範囲から逸脱することなく、多くの変形、変更、及び置換が当業者には明らかであろう。理解されるべきこととして、本明細書において説明した本発明の実施形態の種々の変形例を本発明の範囲から逸脱することなく用いることができる。したがって、本発明の範囲は、特許請求の範囲の記載及びその均等範囲にのみ基づいて定められる。40

【 図 1 】

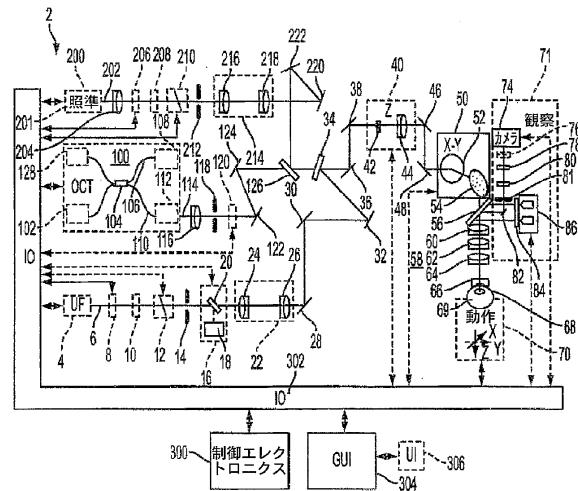


FIG. 1

【 四 2 】

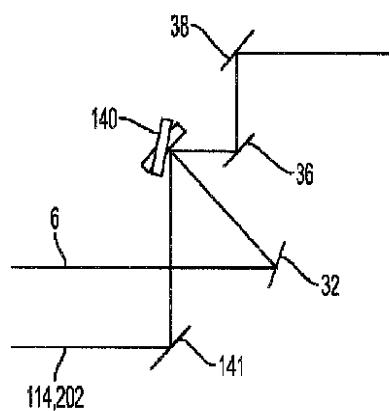


FIG. 2

【図3】

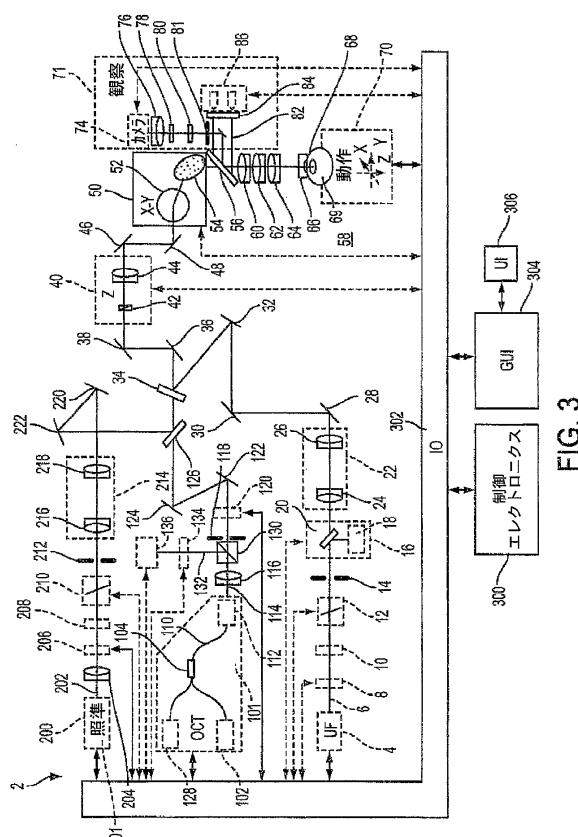


FIG. 3

【 図 4 】

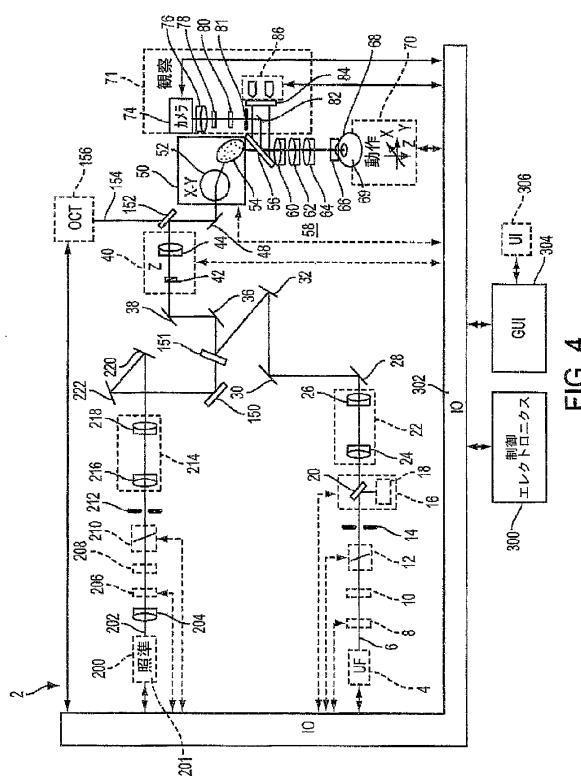


FIG. 4

【図5】

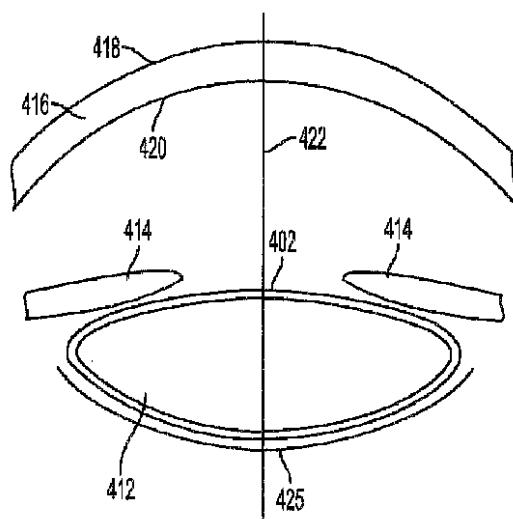


FIG. 5

【図6】

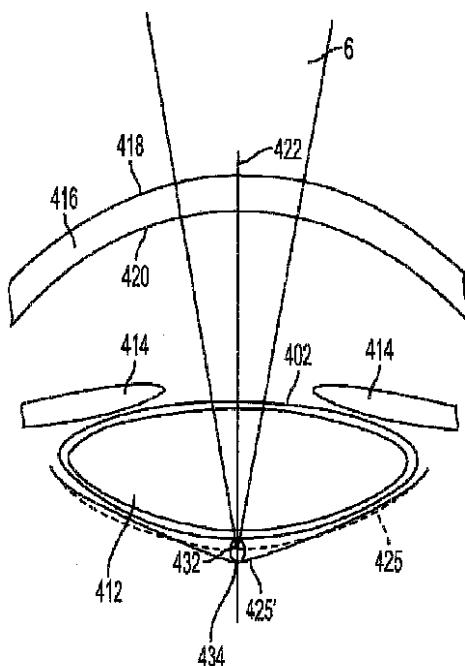


FIG. 6

【図7】

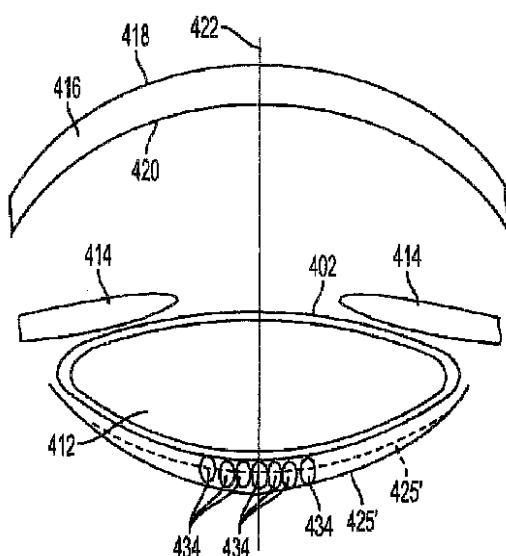


FIG. 7

【図8】

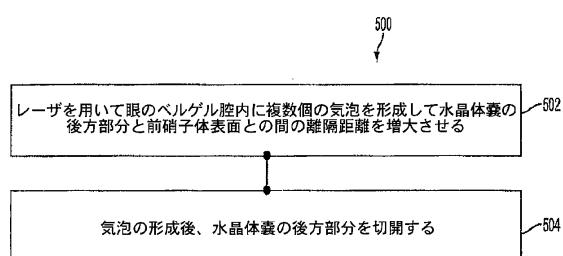


FIG. 8

フロントページの続き

(72)発明者 スティーヴンス ジュリアン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94089 サニーベール モフェット パーク ドライブ
1310

(72)発明者 アンデルセン ダン イー¹
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94025 メンロ - パーク オークウッド プレイス
303

審査官 立花 啓

(56)参考文献 米国特許第06881225(US, B2)
米国特許出願公開第2010/0022996(US, A1)
米国特許出願公開第2011/0196350(US, A1)
国際公開第2009/039302(WO, A2)
国際公開第2012/158183(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/008