

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5763681号  
(P5763681)

(45) 発行日 平成27年8月12日 (2015. 8. 12)

(24) 登録日 平成27年6月19日 (2015. 6. 19)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 F 9/008 (2006.01) A 6 1 F 9/008 1 2 0

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2012-550180 (P2012-550180)	(73) 特許権者	312005658
(86) (22) 出願日	平成23年1月21日 (2011. 1. 21)		オブティメディカ・コーポレーション
(65) 公表番号	特表2013-517844 (P2013-517844A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
(43) 公表日	平成25年5月20日 (2013. 5. 20)		089, サニーベール, モフェットパーク
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/022158		ドライブ 1310
(87) 国際公開番号	W02011/091326	(74) 代理人	110001302
(87) 国際公開日	平成23年7月28日 (2011. 7. 28)		特許業務法人北青山インターナショナル
審査請求日	平成25年12月27日 (2013. 12. 27)	(72) 発明者	アンジェリー, デビット
(31) 優先権主張番号	61/297, 624		アメリカ合衆国 バージニア州 2291
(32) 優先日	平成22年1月22日 (2010. 1. 22)		1, シャーロットツヴィル, ウォールナット
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	グッディング, フィリップ
			アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
			041, マウンテンビュー, ペティスアベ
			ニュー 295

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査レーザによる囊切開を自動配置する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の眼に白内障手術をするためのシステムにおいて、当該システムが：

a . 複数のレーザパルスを具える治療ビームを生成するよう構成されたレーザ光源と；  
b . 少なくとも1つの共通の光学部品を共有するように、治療レーザ送達アセンブリに動作可能に連結された画像化アセンブリを具えている一体型光学システムであって、1以上の対象の組織構造に関連する画像情報を取得し、前記対象の組織構造の少なくとも1つを破壊させるべく3次元パターンの前記治療ビームを誘導するように構成されている一体型光学システムと；

c . 前記レーザ光源および一体型光学システムに動作可能に連結され、

1 ) 前記画像情報に基づいて、レーザビームおよび治療パターンを調整し、  
2 ) 少なくとも1の解剖学的構造の第1の境界面部に配置される、眼の前記少なくとも1の解剖学的構造のための候補となる第1セットのエッジ位置を識別するために前記画像情報を処理し、

3 ) 第1の数学的表面モデルを候補となる前記第1セットのエッジ位置に適合させるために最小二乗法を使用し、

4 ) 前記第1の境界面部とは異なる前記少なくとも1の解剖学的構造の第2の境界面部に配置される、前記少なくとも1の解剖学的構造のための候補となる第2セットのエッジ位置を識別するために前記第1の数学的表面モデルへの近似に基づいて前記画像情報を処理し、

10

20

5) 第2の数学的表面モデルを組み合わせた候補となる前記第1及び第2のエッジ位置に適合させるために最小二乗法を使用し、

6) 前記画像情報の一連の最小二乗適合分析に少なくとも部分的に基づいて、前記眼の2以上の解剖学的構造を識別するように、それぞれの連続した最小二乗適合分析において数学的表面に適合する多くの位置を反復的に含むように構成されたコントローラと、を具えることを特徴とするシステム。

【請求項2】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記2以上の解剖学的構造が、角膜を含むことを特徴とするシステム。

【請求項3】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記2以上の解剖学的構造が、強膜を含むことを特徴とするシステム。

【請求項4】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記2以上の解剖学的構造が、角膜縁を含むことを特徴とするシステム。

【請求項5】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記2以上の解剖学的構造が、虹彩を含むことを特徴とするシステム。

【請求項6】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記2以上の解剖学的構造が、水晶体を含むことを特徴とするシステム。

【請求項7】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記2以上の解剖学的構造が、水晶体嚢を含むことを特徴とするシステム。

【請求項8】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記数学的表面が球面であることを特徴とするシステム。

【請求項9】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記数学的表面が非球面であることを特徴とするシステム。

【請求項10】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記コントローラがさらに、前記2以上の解剖学的構造間の境界の位置を特定するよう構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項11】

請求項10に記載のシステムにおいて、前記境界が、前記眼の角膜と前記眼の強膜の間の交点として規定されることを特徴とするシステム。

【請求項12】

請求項10に記載のシステムにおいて、前記境界が、前記眼の角膜と前記眼の虹彩の間の交点として規定されることを特徴とするシステム。

【請求項13】

請求項10に記載のシステムにおいて、前記境界が、前記眼の水晶体と前記眼の虹彩の間の交点として規定されることを特徴とするシステム。

【請求項14】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記コントローラが、最小二乗適合分析の不適合点を利用して前記眼の解剖学的構造を識別するように構成されていることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、眼科手術およびシステムに関する。

10

20

30

40

50

## 【背景技術】

## 【0002】

人工水晶体移植は世界で最も一般に行われる外科手術の1つであり、世界で毎年推定1400万件行われている。

## 【0003】

現代の手術は一般に、水晶体超音波乳化吸引術と称される手法を使用して行われる。この手法においては、冷却する目的に関連する水流を有する超音波チップを用いて、前囊切開 (anterior capsulotomy) または最近では囊切開 (capsulorhexis) と称される前水晶体囊の開口を行った後に比較的硬い水晶体の核を削る。これらのステップだけではなく、さらに水晶体核を粉碎しない吸引法によって残りの柔らかい水晶体皮質を除去した後に、折り畳み可能な合成の人工水晶体 (IOL) を、小さな切開を介して眼の中に挿入する。

10

## 【0004】

この手術において最先かつ最も重要なステップの1つが、切囊術 (または囊切開) の実施である。このステップは、缶切り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、一般に直径5 - 8 mmの範囲の水晶体囊の円形片が除去される。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によって様々な試みがされてきた。囊切開術のコンセプトは滑らかな連続円形開口を設けることであり、その開口を介して、核の水晶体超音波乳化吸引を安全且つ容易に行うことができるだけでなく、人工水晶体の簡単な挿入も行うことができる。それは、挿入のために開いた中央アクセス部と、患者の網膜に像を伝達するための恒久的な開口の双方を与えると共に、残った囊の内側におけるIOLの支持も与えて、脱臼する可能性を制限する。缶切り式囊切開術の以前の手法を使用すると、あるいは連続囊切開術を用いたとしても、外科医が、赤色反射の不足が原因で囊を十分に可視化できないことや、十分に安全にそれを把持できないこと、放射状の裂け目や伸びを生じさせることなく適切な大きさの滑らかな円形開口を開けることができないこと、または初期開口後の前房の深度の維持に関する技術的な困難や、瞳孔の大きさが小さいこと、あるいは水晶体混濁に起因する赤色反射の不足に関する技術的な困難に関連する課題が生じることがある。可視化に関する問題の幾つかは、メチレンブルーまたはインドシアニングリーンなどの染料を使用することで最小限に抑えられている。しかし、囊の可視化は、課題の1つにすぎない。

20

30

## 【0005】

立体画像化システムによって視差の誤差が取り込まれている場合、囊切開が中心から外れて行われることがあるため、眼の向きも外科医にとって問題となることがある。小帯が脆弱な患者 (一般に高齢の患者) や、非常に柔らかく弾性のある囊を有する小さな子供は、囊を機械的に切り裂くことが非常に難しいため、更なる合併症を生じることがある。

## 【0006】

穿刺術、白内障用器具のアクセス法、減張切開および囊切開といった眼の切開を正確かつ確実に配置するように医療水準を進歩させる、眼科に関する方法、手法および装置が必要とされている。

40

## 【発明の概要】

## 【0007】

一実施形態は患者の眼に白内障手術をするシステムが対象とされており、当該システムは、複数のレーザーパルスを含む治療ビームを生成するよう構成されたレーザー光源と、少なくとも1つの共通の光学部品を共有するように治療レーザー送達アセンブリに動作可能に接続された画像化アセンブリを具える一体型光学システムであって、1以上の対象の組織構造に関する画像情報を取得し、対象の組織構造の少なくとも1つを破壊させるべく3次元パターンの治療ビームを誘導するように構成された一体型光学システムと、レーザー光源と一体型光学システムとに動作可能に接続され、画像情報に基づいてレーザービームと治療

50

パターンを調整するように構成され、画像情報のロバスト最小二乗適合分析に少なくとも部分的に基づいて眼の2以上の解剖学的構造を識別するコントローラと、を具えている。2以上の解剖学的構造の1つは、角膜、強膜、角膜縁、虹彩、水晶体、または水晶体嚢を含む。コントローラは、一連の最小二乗適合分析を行い、それぞれの連続した最小二乗適合分析において多数のピクセルを反復的に含むよう構成することができる。このコントローラは、適切な最小二乗適合分析が球面を予想している場合に綿密な最小二乗適合を検出するよう構成することができる。このコントローラは、適切な最小二乗適合分析が非球面を予想している場合に綿密な最小二乗適合を検出するよう構成することができる。コントローラはさらに、2以上の解剖学的構造の間の境界の位置を特定するよう構成することができる。境界は、眼の角膜と眼の強膜の間の交点として規定してもよい。境界は、眼の角膜と眼の虹彩の間の交点として規定してもよい。境界は、眼の水晶体と眼の虹彩の間の交点として規定してもよい。このコントローラは、最小二乗適合分析の不適合点を用いて眼の解剖学的構造を識別するように構成することができる。

10

## 【0008】

他の実施形態は焦点調整可能なアセンブリをさらに具えるシステムを対象としており、当該システムにより、窩および/または中心窩の位置に関する情報を提供して患者の視軸を特定する網膜の画像化が可能となる。このような網膜の特徴は画像化デバイスからの画像情報を介して識別され、嚢切開パターン配置を補助するために水晶体に関する幾何学的情報と併せて使用することができる。この画像化デバイスは、3D画像か2D画像の何れか、あるいはその両方を提供することができる。

20

## 【0009】

他の実施形態は、レーザによる切開を配置するために、上記適合の何れか1つを使用するという選択肢をユーザに提供するように、さらに構成されたシステムを対象としている。例えば、ビデオシステムは、角膜縁、幾何学的、および視覚的なセンタリングを重ね合わせた結果と共に、患者の眼の正面画像を表示してもよい。ユーザは次に、ビデオ画像に関する状況に基づいて、方法を選択することができる。同様に、このシステムは、ユーザが選択するような角膜切開を意図する位置を表示できる。

## 【0010】

さらに他の実施形態では、このシステムはさらに、ビデオシステムのような第2の画像化システムを具える。OCTとビデオシステムの双方を使用して、レーザ切開を誘導することができる。例えば、画素または眼の位置が瞳孔または瞳孔でない画素か否かを特定するために、OCTとビデオシステムデータの双方を同時に検討することによって、瞳孔の中心を特定することができる。位置が瞳孔内にあるとみなされるためには、両システムが独立してこの結論を認識することが必要とされることがある。代替的に、少なくとも一方のシステムがこの結論に達した場合に、この位置が瞳孔内にあるとすることもできる。

30

## 【0011】

他の実施形態は、患者の眼を可変的な照明状態または輝度レベルに曝すために調整可能な光源と、ビデオカメラのような画像化デバイスとを具える光学システムを対象としており、レーザ嚢切開をする適切な横方向位置を最適に特定するためために、眼の画像をキャプチャし、瞳孔の大きさ、形状、位置および位置合わせマークまたは解剖学的基準を特定する。

40

## 【0012】

本書に記載された手法やシステム、特に、嚢切開の画像誘導による位置合わせは、現在の医療水準を上回る多くの利点を提供する。本書に記載された手法を用いて、バッグインレンズ (bag-in-lens) 型およびレンズインバッグ (lens-in-bag) 型を含む人工水晶体 (IOL) の移植を容易にすることができる。切開部は円形のみに限られることはなく、複雑または高性能なIOL装置または一定調節型のIOLを導入したり形成するような後の処置の助けになる如何なる形状であってもよい。本発明の他の目的および特徴は、明細書、特許請求の範囲、および添付された図面を見ることによって明らかとなるであろう。

## 【図面の簡単な説明】

50

## 【 0 0 1 3 】

【図 1】図 1 は、光学ビーム走査システムの概略図である。

【図 2】図 2 は、代替的なビーム結合法を示す光学ダイアグラムである。

【図 3】図 3 は、代替的な OCT 構造を有する光学ビーム走査システムの概略図である。

【図 4】図 4 は、他の代替的な OCT 結合法を有する光学ビーム走査システムの概略図である。

【図 5】図 5 は、角膜、虹彩、水晶体、および水晶体嚢を示す眼の断面概略図である。

【図 6】図 6 は、眼に対する、切断レーザーに相当するビーム経路、OCT、ビデオサブシステムの関係を示している。

【図 7】図 7 は、虹彩、虹彩の境界、対象の嚢切開の位置および切開の中心を示す眼の正面概略図である。

【図 8】図 8 は、検出された虹彩の境界と意図する嚢切開を重ね合わせた患者の眼のビデオ画像を示す、システムのユーザインタフェースからキャプチャされた正面画像である。

【図 9】図 9 は、構造と特徴に印が付けられた OCT 合成画像である。

【図 10】図 10 は、対象面を有する較正レンズを示す光学的配置図である。

【図 11】図 11 は、ビデオを較正するために使用されるレチクル対象のビデオ画像である。

【図 12】図 12 は、ビデオ画素を対応する眼の物理的寸法にマッピングしたビデオの較正曲線の例である。

【図 13】図 13 は、切断レーザーの配置、OCT 検出、および眼の物理的寸法を位置合わせするために使用される、較正対象において切断レーザーによって作られた印または焼付パターンのビデオ画像である。

【図 14】図 14 は、切断レーザー、OCT、およびビデオ画像を眼の物理的寸法に位置合わせするために使用される、画素スケール、中心位置、および回転を含む重要な較正因子の表である。

【図 15】図 15 は、傾いた嚢切開面を示す眼の断面概略図である。

【図 16】図 16 は、網膜画像の概略図を示している。

【図 17】図 17 は、虹彩の前面に見られる特徴を示す図である。

【図 18】図 18 は、環境光の状況下で患者の瞳孔を測定する装置の図である。

【図 19】図 19 は、照明レベルの勾配の例である。

【図 20】図 20 は、虹彩画像から収集された瞳孔直径のデータの例である。

【図 21】図 21 は、虹彩画像から収集された瞳孔中心のデータの例である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 4 】

本発明は、超高速 (UF) 光源 4 (例えば、フェムト秒レーザー) を有する、図 1 に示すシステム 2 のような、光学ビームを患者の眼 6 8 に投影または走査するシステムによって実現することができる。このシステムを使用すると、ビームは患者の眼を 3 次元、すなわち X、Y、Z に走査することができる。この実施形態では、UF 波長は 1010 nm から 1100 nm の間で変化し、パルス幅は 100 fs から 10000 fs の間で変化しうる。パルス繰返し周波数も 10 kHz から 250 kHz の間で変化しうる。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一方、エネルギー閾値、手術が終わるまでの時間、および安定性はパルスエネルギーと繰返し率の下限を制限する。眼 6 8、具体的には眼の水晶体 6 9 および前囊における集束点の最大パワーは、光学的破壊を行い、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と光拡散はそのスペクトル領域にわたって減少するため、近赤外波長が好ましい。例として、レーザー 4 は、100 kHz の繰返し率で、各パルスエネルギーが 10 マイクロジュール範囲の 500 fs のパルスを生成する、1035 nm の繰返しパルスのデバイスであってもよい。

## 【 0 0 1 5 】

このレーザー 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

10

20

30

40

50

学ビーム6を作り出す。電子制御部300は、コンピュータ、マイクロコントローラ等であってもよい。この例では、システム全体がコントローラ300によって制御され、データは入力/出力デバイスIO302を介して移動する。グラフィカルユーザインタフェースGUI304は、システム作動パラメータを設定し、GUI304においてユーザ入力(UI)306を処理し、眼構造の画像といった集約情報を表示するために使用することができる。

#### 【0016】

生成されたUF光ビーム6は、二分の一波長板8と線形偏光子10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、所望量の光が二分の一波長板8と線形偏光子10を通過するように調整することができ、二分の一波長板8と線形偏光子10はとも

10

#### 【0017】

UFビームは、シャッター12、開口14、およびピックアップ装置16を通過して進む。システム制御されたシャッター12は、手順上および安全上の理由からレーザのオン/オフ制御を確保している。開口はレーザビームの有効外径を設定し、ピックアップ装置は有効ビームの出力をモニタする。ピックアップ装置16は、部分反射鏡20と検出器18を有する。パルスエネルギー、平均出力、また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。これらの情報は減衰用の二分の一波長板8にフィードバックするため

20

#### 【0018】

ビームはビーム調整ステージ22を通過し、このビーム調整ステージ22では、ビーム径、発散度、真円度、およ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、ビーム調整ステージ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および26からなる2部品のビーム拡大テレスコープを有している。ここに図示されてはいないが、アナモルフィックまた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もできる。更なる例として、ズームまたは逆望遠レンズシステムを用いてもよい。これらのビームパラメータの決定に使用される因子には、レーザの出力ビームパラメータ、システム全体の倍率、および治療位置での所望の開口数(NA)が含まれる。これらの調整用光学部品は動的であってもよく、あるいは手動または自動で一度調整可能であってもよい。動的部品の例が、焦点距離や倍率を調整することができるズームビームエキスパンダである。このような可変ズームを使用して、最後の集束対物レンズに入るレーザビームのビーム径を縮小または増大させ、ひいては治療位置におけるNAを増加および減少させることができる。このような可変機能はプラズマ閾値レベルの決定に有効なことがあり、さらに閾値に影響を与える他のパラメータの補償として使用することもできる。これらの他のパラメータは、レーザのビーム質( $M^2$ )、レーザのパルス幅、およびビーム列の伝達であってもよい。NA、ひいては閾値レベルを変化させる機能は、意図した切断ボリューム全体に有効な切断部を作り出すのに有利である。この閾値のダイアリングは、ボリューム全体における切断部の形成にオーバーヘッドマージンをもたらすように各システムのレーザ毎に1度調整することができる、あるいは、即座に、すなわち、パターン切断しながら、例えば切断位置に応じて閾値が変化できるように十分に早い速度で調整することができる。

30

40

#### 【0019】

さらに、光学システム22を用いて、開口14を所望の位置(例えば、以下に記載する二軸走査デバイス50間の中心位置)に映すことができる。このように、開口14を通過する光の量は、走査システムを確実に通過する。その結果、ピックアップ装置16は、有効な光の信頼性が高い測定器である。代替的に、開口におけるビームの位置が信頼性が高く

50

安定している場合、この開口はピックアップ装置の後ろに配置することができる。このようにして、システムを短縮し、ビーム経路の電波範囲を縮小することができる。既存の調整ステージ 22 の後、ビーム 6 は全反射鏡 28、30 および 32 から反射する。これらの鏡は、アライメント目的のために調整可能である。ビーム 6 は次いで、ビーム結合器 34 に入射する。ビーム結合器 34 は U F ビーム 6 を反射する（とともに、後述する O C T ビーム 114 と照準ビーム 202 をともに伝達する）。効率的なビーム結合器の動作のために、入射角は 45 度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、線形偏光子 10 の向きが一定の偏向を与える。

#### 【0020】

ビーム結合器 34 に続き、ビーム 6 は z 調整または Z 走査装置 40 を進み続ける。この実施例では、z 調整は 2 のレンズ群 42 および 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焦点位置は、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の間には一定の関係が存在する。この場合、z 調整望遠鏡は約 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の間におよそ 1 : 1 の関係を有する。レンズの動きと、結果として生じる眼内の焦点の z の動きの間の正確な関係は、レンズ 42、44、60、62、64、66 の焦点距離、眼内の物質の屈折率、これらのレンズのうち少なくとも 2 つの間隔、および焦点の位置に左右される。この実施例では、その関係は、角膜に近い焦点位置において約 1.2 : 1、水晶体の後面に近い焦点位置において 1.5 : 1 である。代替的に、レンズ群 44 は z 軸に沿って移動し、z 調整を作動させて走査することができる。z 調整は、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かつ動的に制御することができるとともに、後述する X - Y 走査装置から独立して、あるいは相互作用するように選択することができる。鏡 36 および 38 は、光学軸と z 調整装置 40 の軸を位置調整するために利用できる。z 調整装置 40 を通過した後、ビーム 6 は鏡 46 および 48 によって x - y 走査装置に誘導される。鏡 46 および 48 は、アライメント目的のために調整可能である。X - Y 走査は、電子制御部 300 の制御下で、好適には 2 つの鏡 52 および 54 を使用する走査装置 50 によって達成され、それらは、モータ、検流計、または他の既知の光学移動装置を用いて直交方向に回転する。鏡 52 および 54 は、後述する対物レンズ 58 とコンタクトレンズ 66 の組合せのテレセントリック位置の近くに配置される。これらの鏡 52 / 54 を傾けるとビーム 6 は偏向し、患者の眼 68 に位置する U F 焦点の平面内において横変位を生じさせる。対物レンズ 58 は図示のように、複合多素子レンズ要素であってもよく、レンズ 60、62 および 64 によって表される。レンズ 58 の複雑性は、走査領域サイズ、焦点スポットサイズ、対物レンズ 58 の近位側および遠位側の双方における有効作動距離、さらに収差制御の量に影響される。10  $\mu$ m のスポットサイズ、10 mm を越える領域を生成し、直径 15 mm の入力ビームサイズを有する、焦点距離 60 mm の走査レンズ 58 が 1 つの例である。代替的に、スキャナ 50 による X - Y 走査は、1 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、それらも、入出力デバイス 302 を介して電子制御部 300 によって制御することができる。

#### 【0021】

照準および治療走査パターンは、コントローラ 300 の制御下でスキャナ 50 によって自動的に生成することができる。このようなパターンは、単一の光点、複数の光点、光の連続パターン、複数の光の連続パターン、および / またはこれらの組み合わせから構成することができる。さらに、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（光学ビーム 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だけ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、照準パターンが意図する治療パターンの輪郭を与えることによって、行わうことができる。このように、治療パターンの空間的な広がり、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

10

20

30

40

50

、速度、効率およ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、点滅として認識されるようにすることができる。光学ビーム6の位置調整および特性および/またはビーム6が眼68に形成する走査パターンは、患者および/または光学システム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(例えば、GUI304)を使用することによって、さらに制御することができる。

#### 【0022】

コンタクトレンズ66は任意の適切な眼科用レンズであってもよく、眼の位置の安定化を補助をしながら、患者の眼68に光学ビーム6の焦点を更に合わせるのを補助するために使用することができる。コンタクトレンズは、眼の角膜と接触する固体面を有する、ガラス、プラスチック、または他の適切な光学材料とすることができる。この接触面は、角膜の前面の表面形状と一致するように湾曲していてもよい。この接触面はさらに、角膜の表面形状と一致せず、したがって、コンタクトレンズの接触面形状と一致するように眼の前面を変形させる、平坦または他の形状であってもよい。コンタクトレンズはまた、コンタクトレンズの固体材料と角膜の前面の間に流体層を構成してもよい。この流体は、水または他の適切な光学的流体であってもよい。この流体は、角膜を変形させることなく適切に光学的に適合させることができる。最後に、このシステムは、コンタクトレンズなしでも使用することができる、この手術モードは、角膜またはその近くにビームの焦点を合わせるのに適しており、角膜の光強度はビームにごく僅かな影響を与える。

#### 【0023】

UFLレーザ4およびコントローラ300は、眼68の対象構造の表面を目標に、ビーム6が適切な位置に集束されて対象外の組織に意図せず損傷を与えることがないように、設定することができる。本書に記載されている画像化診断法や手法、例えば光干渉断層法(OCT)、プルキンエ(Purkinje)画像化法、シャインプルフ(Scheimpflug)画像化法、または超音波法を使用して、位置を特定するとともに水晶体および水晶体嚢の厚さを測定し、2Dおよび3Dパターン形成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、照準ビームの直接観察、光干渉断層法(OCT)、プルキンエ画像化法、シャインプルフ画像化法、超音波法などの既知の眼科または医療用画像化診断法および/またはそれらの組み合わせを含む1以上の方法を使用して、実現することもできる。図1の実施形態には、OCTデバイス100が記載されている。眼のOCT走査は、前部および後部の水晶体嚢の軸方向の位置、さらに前房の深さに関する情報を提供する。その後、この情報が電子制御部300に読み込まれ、後のレーザ支援外科手術をプログラムおよび制御するために使用される。この情報は更に、手術に関連する幅広いパラメータ、例えば、水晶体嚢の切断、および水晶体皮質および核、とりわけ水晶体嚢の厚みの細分化に使用される焦点面の軸方向の上限と下限などを決定するためにも使用することができる。

#### 【0024】

図1のOCTデバイス100は、ファイバケーブル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または掃引光源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正とともに参照反射を含むモジュール108を具えている。OCTデバイス100のサンプルアーム110は、残りのUFLレーザシステムとのインタフェースとして機能する出力コネクタ112を有している。その後、参照アーム106とサンプルアーム110の双方からの帰還信号は、ケーブル104によって検出デバイス128へと誘導され、この検出デバイスは時間領域、周波数領域または単一点検出法の何れかを利用する。図1には、920nmの波長および100nmの帯域幅のOCTと共に周波数領域法が使用されている。代替的に、OCTの光源は、790nm-970nmの波長範囲内、10nm乃至100nmの帯域幅内で使用することもできる。

#### 【0025】

OCTビーム114は、コネクタ112を出ると、レンズ116を用いてコリメートされる。コリメートされたビーム114の大きさは、レンズ116の焦点距離によって決定

10

20

30

40

50

される。ビーム 114 の大きさは、目の焦点において望ましい NA や、眼 68 に誘導するビーム列の倍率に影響される。一般に、OCT ビーム 114 は焦点面において UF ビーム 6 ほど高い NA を必要としないため、OCT ビーム 114 はビーム結合器 34 の位置において UF 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 の後には、眼における OCT ビーム 114 の NA をさらに変更する開口 118 がある。開口 118 の直径は、対象組織に入射する OCT 光および帰還信号の強度を最適にするように選択される。偏向制御要素 120 は能動的または動的であってもよく、角膜複屈折の各々の違いによって起こりうる偏向状態の変化を相殺するために使用される。次いで、鏡 122 および 124 を用いて、OCT ビーム 114 をビーム結合器 126 および 34 の方へと誘導する。鏡 122 および 124 は、アライメント目的のため、特に OCT ビーム 114 をビーム結合器 34 後の UF ビーム 6 に重ね合わせるために調整することができる。同様に、ビーム結合器 126 は、OCT 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。

10

#### 【0026】

一旦 OCT ビーム 114 がビーム結合器 34 後の UF ビーム 6 と結合されると、OCT ビーム 114 は UF ビーム 6 と同じ経路を辿ってシステムの残りを通る。このように、OCT ビーム 114 は UF ビーム 6 の位置を表している。OCT ビーム 114 は z 走査装置 40 および 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 を通過して眼 68 に至る。

#### 【0027】

20

眼内の構造からの反射および散乱は、光学システムを通り、コネクタ 112 内に入り、カプラ 104 を通って、OCT 検出器 128 に至る帰還ビームを提供する。これらの帰還反射は、UF ビーム 6 の焦点位置の X、Y、Z における位置について、システムによって読み取られる OCT 信号を与える。

#### 【0028】

OCT デバイス 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。従って、光路長は 42 の移動の関数として変化しないため、z 調整装置 40 を通って OCT が通過しても、OCT システム 100 の z 範囲は広がらない。OCT システム 100 は、検出法と関連する固有の z 範囲を有しており、周波数領域検出の場合には、分光計と参照アーム 106 の位置に特に関係する。図 1 に使用される OCT システム 100 の場合、z 範囲は水環境において約 1 - 2 mm となりうる。この範囲を少なくとも 6 mm に延ばすには、OCT システム 100 内の参照アームの経路長の調整を伴う。サンプルアーム内の OCT ビーム 114 が z 調整装置 40 の z 走査を通過することにより、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 内の経路を比例増加させることによって延びた光路長を調整しながら、OCT ビーム 114 を対象構造に集束させることによって実現する。

30

#### 【0029】

浸漬指数 (immersion index)、屈折、色収差およ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 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 の焦点位置に適合させるとともに、絶対次元量 (absolute dimensional quantity) に関連づけるために、X、Y、Z の関数として較正または位置合わせ処理を行うべきである。照準ビームの観察を利用して、ユーザが UF レーザを焦点に誘導する補助をすることもできる。さらに、赤外線 OCT および UF ビームの代わりに肉眼で見える照準ビームは、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場合には、アライメントに有用となりうる。照準サブシステム 200 は、図 1 に示す構成に用いられる。照準ビーム 202 は、633 nm の波長で作動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。代替的に、630 - 650 nm の範囲のレーザダイオードを使用することもできる。633 nm のヘリウムネオンのビームを使用することの利点は、その長いコヒーレンス長であり、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

40

50

、不等光路レーザ干渉計（L U P I）として照準経路を使用することが可能となる

【 0 0 3 0 】

一旦、照準ビーム光源が照準ビーム 2 0 2 を生成すると、照準ビーム 2 0 2 はレンズ 2 0 4 を用いてコリメートされる。コリメートされたビームの大きさは、レンズ 2 0 4 の焦点距離によって決定される。照準ビーム 2 0 2 の大きさは、眼の焦点において望ましい N A や、眼 6 8 に誘導するビーム列の倍率に影響される。一般に、照準ビーム 2 0 2 は焦点面において U F ビーム 6 とほぼ同じ N A を有しているため、照準ビーム 2 0 2 はビーム結合器 3 4 の位置において U F ビームと同等の直径となる。照準ビームは、システムを眼の対象組織にアライメントする間の U F ビーム 6 の代わりとなるため、照準経路は前述の U F 経路と類似する。照準ビーム 2 0 2 は、二分の一波長板 2 0 6 および線形偏光子 2 0 8 を通って進む。照準ビーム 2 0 2 の偏向状態は、所望量の光が偏光子 2 0 8 を通過するように調整することができる。したがって、要素 2 0 6 および 2 0 8 は照準ビーム 2 0 2 の可変減衰器として機能する。さらに、偏光子 2 0 8 の向きはビーム結合器 1 2 6 および 3 4 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結合器の処理量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 2 0 0 として用いられる場合には、駆電流は光強度を調整するために変化させることができる。

10

【 0 0 3 1 】

照準ビーム 2 0 2 はシャッター 2 1 0 および開口 2 1 2 を通って進む。システム制御されたシャッター 2 1 0 は、照準ビーム 2 0 2 のオン/オフ制御を提供する。開口 2 1 2 は、照準ビーム 2 0 2 の有効外径を設定し、適切に調整することができる。眼における照準ビーム 2 0 2 の出力を測定する較正処理は、偏光子 2 0 6 の制御を介して照準ビーム 2 0 2 の減衰を設定するために使用することができる。

20

【 0 0 3 2 】

照準ビーム 2 0 2 は、次にビーム調整装置 2 1 4 を通過する。ビーム径、発散量、真円度、および非点収差といったビームパラメータは、1 以上の既知のビームを調整する光学部品を用いて調整することができる。照準ビーム 2 0 2 が光ファイバから発生する場合、ビーム調整装置 2 1 4 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、2 つの光学部品 2 1 6 および 2 1 8 を有するビーム拡大テレスコープを単純に有しうる。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因子は、眼 6 8 の位置において U F ビーム 6 と照準ビーム 2 0 2 が適合するために何が必要かに影響される。ビーム調整装置 2 1 4 を適切に調整することによって、色収差を考慮することができる。さらに、光学システム 2 1 4 は、開口 1 4 の共役位置といった所望の位置に開口 2 1 2 を映すために使用される。照準ビーム 2 0 2 は次に、全反射鏡 2 2 2 および 2 2 0 から反射し、これらの鏡は、ビーム結合器 3 4 の後の U F ビーム 6 にアライメントを位置合わせするために調整可能であることが好ましい。照準ビーム 2 0 2 が次いでビーム結合器 1 2 6 に入射し、照準ビーム 2 0 2 は O C T ビーム 1 1 4 に結合される。ビーム結合器 1 2 6 は照準ビーム 2 0 2 を反射して O C T ビーム 1 1 4 を伝達し、これにより両方の波長領域においてビーム結合機能を効率的に作動させることが可能となる。代替的に、ビーム結合器 1 2 6 の伝達機能および反射機能が逆転し、構造を逆にすることもできる。ビーム結合器 1 2 6 の後、照準ビーム 2 0 2 は O C T ビーム 1 1 4 と共に、ビーム結合器 3 4 によって U F ビーム 6 と結合される。

30

40

【 0 0 3 3 】

眼 6 8 における、あるいは眼 6 8 の中の対象組織を画像化するためのデバイスが、画像化システム 7 1 として図 1 に概略的に示されている。画像化システムは、対象組織の画像を作成するカメラ 7 4 と照明光源 8 6 とを有する。この画像化システム 7 1 は画像を収集し、これらの画像は、システムコントローラ 3 0 0 によって、予め規定された構造の周囲、あるいはその内側におけるパターンのセンタリングを提供するように使用することができる。表示用の照明光源 8 6 は一般に、広域幅かつ非干渉性である。例えば、光源 8 6 は、図示のように複数の L E D を含むうる。表示光源 8 6 の波長は 7 0 0 n m 乃至 7 5 0 n

50

mの範囲であることが好ましいが、ビーム結合器56によって調整される如何なる範囲にすることができ、ビーム結合器は、表示光をUFビーム6および照準ビーム202のビーム経路と結合する(ビーム結合器56は、OCT波長とUF波長を伝達しながら表示波長を反射する)。ビーム結合器56は、照準ビーム202が表示カメラ74に認識されるように、照準波長を部分的に伝達してもよい。光源86の前にある任意の偏光要素84は、直線偏光子、四分の一波長板、二分の一波長板または任意の組み合わせであってもよく、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成されるような擬似カラー像も許容できる。さらに他の実施形態では、フルカラー画像が可視光の照明または波長範囲とカラーカメラを用いて生成され、実際または認識される診断画像の質を高めることができる。光源86からの照明光は、UFビーム6および照準ビーム202と同じ対物レンズ58とコンタクトレンズ66を用いて、眼に向かって誘導される。眼68の様々な構造から反射され散乱した光は、同一のレンズ58および66によって集束され、ビーム結合器56の方へ戻るように誘導される。ここで、帰還光は、ビーム結合器および鏡82を介して表示経路に戻り、カメラ74へと誘導される。カメラ74は、例えば、適切な大きさに作られたフォーマットのシリコンベースの検出アレイでもよいが、これに限定はされない。ビデオレンズ76はカメラの検出アレイに画像を形成するが、光学部品80および78は偏向を制御し、波長をそれぞれフィルタリングする。開口または虹彩81は画像化NAの制御を与え、ひいては焦点深度および被写界深度を与える。小さな開口は被写界深度が深いという利点を提供し、これは患者のドッキング処置を補助する。代替的に、照明経路とカメラ経路を切り換えることができる。さらに、照準光源200は、直接的に眼には見えないが、画像化システム71を用いてキャプチャし表示することができる赤外線を発するようにすることもできる。

10

20

#### 【0034】

コンタクトレンズ66が角膜と接触するときに、対象構造がシステムのX、Y走査のキャプチャ範囲内にあるように、粗動調整による位置合わせが一般に必要とされる。従って、ドッキング処置では、システムが接触状態(すなわち、患者の眼68とコンタクトレンズ66の間の接触)へと接近するときに患者の動きを好適に考慮することが望ましい。表示システム71は、コンタクトレンズ66が眼68と接触する前に患者の眼68および他の特徴を見ることができるよう、焦点深度が十分に深くなるよう構成されている。好適には、運動制御システム70は全体の制御システム2に組み込まれ、コンタクトレンズ66と眼68の間に正確且つ信頼性の高い接触を実現するために、患者、システム2またはその構成要素、あるいはその両方を動かすことができる。さらに、減圧吸引サブシステムおよびフランジをシステム2に組み込み、眼68を安定させるために使用することができる。コンタクトレンズ66を介する眼68とシステム2のアライメントは、画像化システム71の出力をモニタしながら実現するとともに、I0302を介して電子制御部300によって電子的に画像化システム71から作られた画像を分析することによって、手動または自動的に行うことができる。力センサおよび/また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、さらに減圧サブシステムを起動をさせることもできる。

30

#### 【0035】

代替的なビーム結合構造が、図2の代替的な実施形態に図示されている。例えば、図1の受動的なビーム結合器34は、図2の能動的な結合器140に取り替えることができる。この能動的なビーム結合器140は、図示のように、電流測定走査鏡などの可動型または動的制御型の要素であってもよい。能動的なコンバイナ140は、UFビーム6が結合された照準ビーム202とOCTビーム114の何れかをスキャナ50の方へ、最終的には眼68の方へと一度に誘導するために、その角度方向を変化させる。能動的な結合法の利点は、受動的なビーム結合器を用いて同等の波長範囲または偏光状態を有するビームを結合することの困難を回避することである。この機能は、ビームを同時に有し、能動的なビーム結合器140の位置的な許容範囲によって精密さおよび精度が場合によってあまり高くないという機能を引き換えにしている。

40

#### 【0036】

50

他の代替的な実施形態が図3に示されており、図3は図1と類似しているが、OCT100への代替的なアプローチ法を利用している。図3では、参照アーム106が参照アーム132に置換されていることを除き、OCT101は図1のOCT100と同一である。この自由空間のOCTの参照アーム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認識される。参照ビーム132は、次いで偏光制御要素134を通り、参照帰還モジュール136へと進む。この参照帰還モジュール136は、要素を調整して補償する適切な分散および経路長を有し、サンプル信号と干渉する適切な参照信号を生成する。OCT101のサンプルアームはここで、ビームスプリッタ130の後から始まる。この自由空間構造の潜在的な利点は、参照アームとサンプルアームの偏向制御および維持が分離していることを含む。OCT101のファイバベースのビームスプリッタ104もまた、ファイバベースの循環装置に置換することができる。代替的に、OCT検出器128とビームスプリッタ130の双方は共に、参照アーム132と反対に移動することができる。

10

#### 【0037】

図4は、OCTビーム114とUFビーム6を結合するための他の代替的な実施形態を示している。図4では、OCT156（OCT100または101の構造の何れかを有しうる）は、そのOCTビーム154が、ビーム結合器152を用いて、z走査40の後にUFビーム6に結合されるように構成されている。これにより、OCTビーム154は、z調整を使用することを回避している。これにより、より安定した動作にするため、OCT156をより簡単にビームに組み合わせ、経路長を短くすることが可能となる。このOCT構造は、図1について議論されたように、最適化された帰還信号の強度を犠牲にする。OCT干渉計の構造については多くの可能性があり、米国特許第5,748,898号、第5,748,352号、第5,459,570号、第6,111,645号、および第6,053,613号に記載されているように、時間領域法、周波数領域法、単一およびデュアルビーム法、掃引光源などを含む。

20

#### 【0038】

図5には、様々な構造と共に眼の断面概略図が図示されている。これらの構造はそれぞれ、囊においてレーザ切断する位置を誘導する目印として使用することができる。これらの目印となりうる構造は、角膜416の前面418、角膜の後面420、虹彩414、水晶体412、水晶体の後部410、水晶体の前部401、および水晶体を取り囲む囊の前方部分408を含む。角膜や水晶体の曲率半径、これらの表面の相対位置、または虹彩の直径といったこれらの構造の特徴を使用することもできる。

30

#### 【0039】

これらの構造や構造の特徴は、直接測定するか分析を介して特定することができる。例えば、虹彩の境界は、検出アレイまたはビデオにおける虹彩の画像から検出することができる。この境界および画像システムの適切な較正から、眼の虹彩径を特定し、それを用いて軸422と囊408の交差点によって示されるような囊切断部の中心位置を特定できる。

#### 【0040】

他の例では、角膜の前面418がOCTシステム100の走査を使用して検出される。この面の曲率半径が次に特定される。同様に、角膜の後面420、水晶体の前面401および後面410についても、曲率半径を検出することができる。これらの曲率半径の中心を通して選択した最適の軸422が特定され、この軸は囊を切断する位置を特定するために使用される。代替的かつビデオシステムと同様に、OCTシステムもまた虹彩の境界位置を検出し、切断中心を算出することができる。このシステムの目的は、囊408の選択位置に効果的に切開を配置するように導く判断をするために、これらの目印または目印の適切な特徴を検出できるようにすることである。

40

#### 【0041】

図6は、眼68に対する切断レーザ4に対応するビーム経路、OCT100、およびシステム2のサブシステムのビデオ71の関係を示す簡略図である。UFビームの経路6、

50

OCTビームの経路114、ビデオビームの経路81、およびビデオ照明ビームの経路86は、眼の対象の切断位置で理想的には重ね合わされる、あるいは少なくとも対象の切断位置における経路間の相対的な空間的關係は、較正、モデル化、測定、または幾つかの他の方法によって分かる。システムと水晶体の間のインタフェースとして機能するコンタクトレンズ66も図示されている。4つのビーム経路の全てが、眼中のボリュームへのアクセスを有している。UFビーム6に関して、横方向の動きは、例えば検流計(galvo)52、54を介して実現する。UFビームの焦点の軸方向またはz方向の移動は、検流計機構40を介して実現する。その結果、UFビームの焦点は、眼のボリューム全体にわたって3次元的に走査される。この走査ボリュームにより、UFレーザは、広い範囲の生物学的な変形態様が与えられた嚢にアクセスし、切断することができる。同様に、OCTビーム114に関して、その焦点は、検流計52、54、および40を用いてボリューム全体にわたって3次元的に走査されうる。図1および2のようなシステム2は、ボリューム全体にわたってOCTビームの焦点を走査し、信号雑音比を増加させる機能を有する。OCTの焦点はさらに、図4のOCTシステム156のように軸方向に(すなわちZに)一定のままにすることができる。この場合、OCTに関するZの動作範囲の深さは広い。何れの場合も、OCTは、コンタクトレンズ、角膜、虹彩、およびボリューム全体にわたる水晶体を含む構造を検出できる。

#### 【0042】

ビデオ照明経路86およびカメラ光路74を含むビデオまたは表示サブシステム71について、眼の平面画像が、検出アレイ、好適には2Dの検出アレイに中継される。眼のボリュームの特定の平面を、検出面において集束させることができる。この集束機能は一定であっても、調整可能であってもよい。例えば、虹彩の内径を含む平面を、ビデオに集束させることができる。画像処理は次に、虹彩の境界を特定するために使用することができる。適切な較正、モデル化、または他の方法を用いて、この画像分析を眼内の虹彩についての直径および中心位置へと変換することができる。眼のボリューム全体にわたる他の平面における他の構造は、ビデオシステムの焦点深度によって、あるいはビデオシステムの焦点面を調整することによって、同様に特定することができる。

#### 【0043】

図7は、虹彩414、虹彩の境界404、嚢切開位置400および虹彩の中心406を示す眼の正面概略図である。図7は、画像システム71を用いてキャプチャされ、GUI304上に表示され、嚢401上に切開部400を自動的に位置調整するために画像処理する電子制御部300によって使用されるような、患者の眼68の画像の概略図を示している。図8は、図1に示すようなシステム2に実装されたGUIディスプレイからキャプチャされた実際の画像フレームである。図8の眼の画像はカメラの視野内でオフセットしており(すなわち、眼の画像は中央にない)、これにより角膜縁407をより簡単に見ることができる。図8では、ビデオ画像上に重ね合わされる角膜縁407A、虹彩の境界404A、虹彩の中心406Aについての区分は、検出器を介してシステムによって生成され、アルゴリズムに適用されて、ユーザを手引きするように与えられる。すなわち、図8では、これらの区分がシステム2によって生成され、画像に関連するこれらの区分の位置付けが自動的にされている。GUIを介して表されたこれらの区分の位置は、最初にあるいは自動検出を修正する際に、カーソル、タッチスクリーン、スライドバー、または他のユーザアクセス手段を介して、ユーザによって手動で操作することができる。嚢における嚢切開位置400が特定され、ユーザに区分400Aとして表すことができる。したがって、GUIとユーザとの相互作用は双方向となりうる。すなわち、一方向では、システムは再検討するためにユーザに自動結果を示し、多方向では、ユーザがシステムを処理するためにこの情報を操作または入力する。例えば、表示された嚢切開位置を新たな位置へと移動させることにより、ユーザは所望の嚢切開位置を再配置することが可能となる。さらに他の実施形態では、システムに検出された虹彩の位置を表す記号を変換することにより、ユーザは表示された虹彩の位置を修正することができる。更に他の実施形態では、他の切断位置(白内障切開、減張切開、および/またはセグメント切開など)のグラフィック

10

20

30

40

50

表示がスクリーン上に表示される、および/またはユーザによって再配置され、意図する治療位置を修正することができる。

【0044】

図8に示すように切断位置400Aを特定する1つの方法の例が、OCTシステムを用いて虹彩の直径を特定することである。ボリュームにおいてOCTビームが走査することで、OCT信号から合成OCT画像を生成する。OCTから得られた合成画像の例が、図9に図示されている。虹彩414は、断面図の両側に表されている。一般に、虹彩の内径404B、ひいては虹彩の中心406を特定することができる。OCTは、囊401の表面の位置を検出し、表示するように使用することができる。虹彩径、虹彩の中心、囊表面の位置を利用して、囊切開全体の位置を特定することができる。

10

【0045】

さらに他の実施形態では、囊切開の位置は、既知の照明状態の下で眼と瞳孔を画像化することによって特定される。治療する際、この画像は眼のライブ画像に重ね合わされ、2つの画像が実質的に重なるように、水晶体の画像化システムの歪みによる差異を補正するために固定画像および/またはライブ画像の何れかが変換、変倍、回転および/または変形される。固定画像において囊切開および/または瞳孔に関する他の治療の意図する位置を配置することも可能である。

【0046】

図17は虹彩414の前面の図であり、乳頭状の領域が瞳孔600から捲縮輪610に延在し、毛様体領域は捲縮輪610から虹彩の周縁部まで延在し、毛様体に隣接している。より具体的には、虹彩414は、中央に開口、すなわち瞳孔600を有する色素膜である。虹彩は、角膜と水晶体の間の房水に浮遊している。毛様体の前面に付いている虹彩の外周は、毛様体縁または虹彩根部と呼ばれる。瞳孔は、乳頭状縁部に囲まれている(あるいは、図7に示すような虹彩の境界404の内側にある)。虹彩の外径は基本的に一定であり、約1.2mmという測定値である。瞳孔600の直径は、目に入る光の量を含む様々な要因に応じて、1mm乃至9.5mmまで変化する。一般に瞳孔は決して一定ではなく、括約筋や瞳孔拡張筋に反応して常に大きさが変化する。一部の人口においては、左右の瞳孔の大きさが僅かに異なる。

20

【0047】

虹彩の色は、明るい青から暗褐色まで多様である。すなわち、虹彩の色は同一人物の片眼と他方の眼、同一の虹彩の異なる部分で異なることがある。虹彩の前面は、中央の乳頭状領域と周囲の毛様体領域とに分かれる。その境界線は輪状の隆起部、すなわち捲縮輪610によって形成され、瞳孔縁から約2mmに位置している。捲縮輪は波線を形成することがある。虹彩の前面は上皮を持っておらず、滑らかな外観を有している。それは、楕円形の窩620(フックス窩としても知られている)を囲んでいる線維柱帯または結合組織のバンドによって生じる一連の放射線条を示している。線維柱帯は、捲縮輪の領域において最も顕著となる。

30

【0048】

毛様体領域の外側部分の近くは多くの集中的な皺(furrow)となっており、この皺は瞳孔が開いたときに深くなる。これらは一般に黒い線として現れ、収縮皺(contraction furrow)630として知られており、瞳孔が開くときに虹彩を折り畳むことによって生じる。瞳孔縁では、後方の有色素上皮が、短い距離を瞳孔の縁の周りに前方へと延在する。上皮は、円鋸歯状の外観の境界を与える放射状の襞を有しており、時に環状襞(ruff)640と称される。虹彩のこれらの特徴の何れも、あるいは全てが、既知の環境光といった既知の状況下において基準として利用され、囊切開を配置するためにシステムに使用される虹彩位置の印を付けることができる。これらの特徴は、色、色の变化、窩、捲縮輪、環状襞、皺、収縮皺、線維柱帯、放射線条、結合組織のバンドなどの認識可能な特徴を含む。全てが解剖学的な基準とみなされる。

40

【0049】

これらの基準は、オフラインシステムまたはシステムの画像化サブシステムを用いて記

50

録することができる。治療前または治療の状況下においてシステムによって与えられる状況以外の状況下における眼の前部の生理学的画像を利用する機能により、自然状況下における眼に関する情報を用いて囊切開の位置を誘導することが可能である。このような方法によって得られる利点は、システムまたは処置によって与えられる状況に起因する眼の移動や歪みの調整を回避することである。このような移動や歪みは、瞳孔の拡張、環境光の状態、患者の薬物療法、および頭の向き（例えば、サイクロローション、サイクロトーション）による結果であり、治療時および治療前の照明状態、拡張を誘発する薬、局所または全身麻酔、および患者の体の向きによって生じうる。これらの基準は、変換、変倍、回転、歪み、他の画像変形を含む幾つかの変形を利用することにより、自然状態の画像を治療（または治療前）画像に重ね合わせるようにシステムによって使用されうる。OCTシステムを用いて瞳孔の中心および囊全体を切断位置を特定する、さらに詳しい自動手法については後述する。上述のように、OCTシステムは、人間の眼の前方部の3次元画像またはマップを作る。

10

## 【0050】

この画像情報は、有限カーネル平均法、メディアンフィルタ処理などの空間ローパスフィルタに作用され、眼の構造のスプリアス検出を低下させる。得られるフィルタ処理された画像は、画像をバイナリ画像に変換するために閾値化される。代替的に、バイナリ画像に変換するために元の画像が最初に閾値化され、その後空間ローパスメディアンフィルタまたは他のフィルタでフィルタ処理される。

## 【0051】

20

得られるバイナリ画像において、それぞれのA走査（所与のXY位置について、ZにおけるOCTピクセルの線、シーケンス、列）を検討しなければならない。さらに、異なる深さを利用してA走査をする場合、同一のXY位置においてなされる幾つかのA走査の連鎖を含むようにA走査を検討しなければならない。A走査は光学システムに対して位置合わせされ、さらに眼は光学システムに対する範囲内に配置されるため、z位置（深さ）の先験的な範囲を有することは可能であり、その範囲に眼の様々な構造は位置している（人口間の眼の構造の幾何学的形状における既知の範囲の生理学的な差異を考慮する）。検出される特徴または構造がその構造の支持構造の上にある場合（例えば、角膜の前面）、バイナリ画像の列またはA走査における各ピクセル範囲の最初の非ゼロピクセル（最大の負のZ位置ピクセル）は、その面のエッジピクセルとみなされる。代替的に、検出される所望の表面がその構造の支持構造の下にある場合（例えば、角膜の後面）、最後の非ゼロピクセル（最大の正のZ位置ピクセル）はエッジピクセルとみなされる。さらに他の実施形態では、上記の2つの場合それぞれにおいて、あるピクセルが最初の非ゼロピクセルであり、その後のnピクセル（例えば、 $n = 9$ ）も非ゼロピクセルの場合、このピクセルはエッジピクセルであるとみなされる。何れの場合も、そのXYZ位置は記録され、その結果、画像は、一組のXYZの三成分（すなわち、一組の各ポイントがX座標、Y座標、およびZ座標を有する）まで縮小され、それぞれは3次元的なOCT画像のエッジピクセルの位置を表している。

30

## 【0052】

これらのXYZの三成分は、球面または他のこのような数学的表面に適合することができる。以下の非限定的な例では、球面適合を使用する。XYZの三成分はそれぞれ、前方の水晶体または水晶体囊において有効な「ピクセル」を表すことができる。すなわち、各「ピクセル」はOCTシステムにおける系統的またはランダムな雑音源を表すことができる。したがって、この不確実性を減少させるため、XYZの三成分は、反復ロバスト最小二乗法を用いて球面に適合される。最初に、眼の中央部が、旧知の最小二乗法を用いて球面に適合され、反復法が行われる（一実施形態では、XYZの三成分におけるXY方向の走査半径に対して中心の15%が含まれる）。バイスクエア（bi-square）、最小二乗トリム、M推定、MM推定、S推定といった、既知のロバスト最小二乗（LS）法のいずれも、得られる適合に対する各エッジピクセルの近似に応じて、エッジを重み付け（weighting）するために使用される。ロバストLS法は、ロバストLS適合の解が収束

40

50

するまで繰り返される。最終的に、識別される特徴または構造から更に多くのエッジが加えられ（一実施形態では、更に5%のエッジピクセルが加えられ）、ロバスト適合アルゴリズムが繰り返される。更なるエッジピクセルを加え、更なるロバストLS適合を行うステップは、全てのXYZの三成分がその適合に含まれるまで繰り返される。全ての適合ステップが終了した後、前面の場合では、XYZの三成分は、球面の外側の位置について非常に小さい加重（一実施形態では、ゼロ加重）を有しており、球面上の全ての点よりも負のZ成分は虹彩セットの一部であるとみなすことができ、比較的重い加重のエッジピクセル（一実施形態では、非ゼロ加重）は瞳孔セットの一部とみなすことができる。一実施形態では、瞳孔と瞳孔でないピクセル間の区分が位置によって規定され、その位置において、3以上の隣り合った瞳孔ではないピクセルの位置が特定される。このように、OCTシステムは3次元的な瞳孔の位置を特定することができ、これにより、UF治療システムは瞳孔ではない（虹彩）位置を避けながら、治療（すなわち、切開）を配置することが可能となる。

10

#### 【0053】

上記のコンセプトは、他の表面、特徴または構造の識別を含むように拡大適用することができる。角膜から強膜への移行部、または強角膜接合部として規定される角膜縁は、角膜前方の適合ステップの際に識別することができる。すなわち、中央適合領域の外側に集まり、さらに中央領域に最も近い外れ値は、角膜と強膜の間の移行領域とみなすことができる。同様に、球面が（角膜縁を超えて、強膜の）眼球と適合する場合、眼球の中心に集まる外れ値は眼球ではない一群の一部とみなすことができ、眼球と中央の一群の境界を角膜縁として規定することができる。角膜後方の適合ステップの場合、前房角度（虹彩が強膜棘に接合している場所）は、角膜後方との球面適合において、周辺の外れ値として識別することができる。この情報は、白内障法、穿刺法、および乱視の減張切開や矯正切開といった囊切開および/または角膜切開の配置を誘導するために使用できる。これにより、角膜前方と強膜の接合部によって特定されるような角膜縁、水晶体と虹彩の接合部によって特定されるような瞳孔、角膜後方と虹彩の接合部によって特定されるような角膜縁などの、近接する構造の交点によって規定されるような境界の位置を特定することができる。

20

#### 【0054】

一般に、囊切開の直径は、意図するIOLの直径などの他の因子を使用して、予め特定される。しかし、この予め特定された囊切開の直径は、上述したように自動的に検出された虹彩径と照合させることができる。この切開は、自動検出された虹彩の境界に対して実行される、良否判定形式または所望の倍率マージンのもとで進めることができる。OCTからの3次元情報には、虹彩の公称深さを仮定することによりzなどの3次元を概算しなければならない、あるいは他の画像化診断法から虹彩の深さを取得しなければならないXYなどの2次元システムに優る利点がある。

30

#### 【0055】

実際には一般に、囊切開全体はZにおける単一平面または単一層に制限されない。この切断部は、平坦な円ではなく円筒形状（押し出された円または楕円）を有するというように描写することができる。図9に示すように、切断部全体は、Z位置417と深度厚さ419を有するボリュームを囲んでいる。切断手術全体にわたって対象の水晶体囊の切断位置の深さが変化することを考慮するため、切断部はZ方向、すなわち深度厚さ419に広がる。これらの変化は、囊の傾き、囊の分散、構造の移動、およびUF、OCT、およびビデオシステムの許容性によって生じうる。囊を切断するプロセスは、囊がUFビームによって生成される切断機構（例えば、プラズマ）と交差するということを確認するために、深度の量419に切り込むステップを伴う。OCTは、横方向（XY）および深さ方向（Z）の情報の双方（3次元）を生成する。Z情報の分解能は、約100nm波長の帯域幅を有する一般的なOCT構造を用いて、10umのレベルとすることができる。OCTからの高分解能の深さ情報により、切開の深度厚さ419を最小限にすることが可能となる。これは、結果として切断処理時間を低減させる。OCTからの比較的高い分解能の3次元情報には、2次元システムに優る利点がある。2次元システムは、虹彩の公称深さ

40

50

、囊の深さ、囊の傾き、囊の分散、および囊の曲率半径を仮定することにより、大きいマージンで3次元Zを概算しなければならない、あるいは他の測定診断法からこれらと同様の量を取得しなければならない。OCTからの3次元情報は、囊切開を切断する3次元経路を示すために、水晶体の前面を表す球面に所望の囊切開の2次元環状経路を映すように使用することができる。

#### 【0056】

このシステムはさらに、患者の水晶体の中央厚さ、水晶体の曲率、前房深度、角膜厚さ等に関する情報を与える、手術前のAC OCT、超音波法などの診断検査によって得られるような、患者の生体構造に関連する診断情報のユーザ入力についても提供する。システムは、予想値として、および/または3D情報の取得と置き換えるか増補するために、これらの値を使用することができる。非限定的な例として、この情報は、手術前に取得した前眼房の深さおよび水晶体中央の厚さを利用する場合には、水晶体および/または囊のパターン深度設定に使用することができる。この情報により、システムは内部画像の結果を増補する、および/またはそれらを検証することが可能となる。例えば、患者の前房深度を知り、その角膜の位置を特定することにより、このシステムは囊切開パターンの軸方向範囲を制限することができる。同様に、水晶体の厚みに進入することにより、システムは水晶体破砕パターンの軸方向範囲を予定することが可能となる。前房深度を水晶体の厚さに加えるとさらに、システムはパターン深度の位置を特定することができる。これを水晶体の表面曲線、または表面曲線の控えめな概算値(レンズの前面について8mm、レンズの後面について5.5mmの半径など)と組み合わせを使用して、パターンとその配置を完全に規定することができる。当然のことながら、このパターンの軸方向(深さ)の範囲は、前面および後面に広い安全マージンを必要とする。統合画像は結果を改善させる。しかしながら、上記の手法では、画像データがさらなる自動特徴検出をするには不十分な場合に、不測の事態が起こりうる。

#### 【0057】

上記の反復ロバスト最小二乗法による球面への適合は、水晶体の前面と適合することが文中に教示されているが、以下の角膜の前部、角膜の後部、および水晶体の後部の構造の何れかとの最適な適合球面を特定するために使用することもできる。これらの3つの異なる構造の場合には、虹彩を特定するために加重を使用することは適用できない。換言すると、OCTは、切断レーザの位置を誘導する目的のために、虹彩に関係ない構造または特徴を検出するように使用することができる。虹彩の中心を切断部の中心に利用する代わりに、水晶体の軸をセンタリング用のガイドとして使用することもできる。水晶体の軸は、OCTを用いて水晶体の前面と後面を検出し、これらの面の頂部付近の曲率半径を算出し、次いでこれらの半径の中心を結合して軸を設けることによって特定することができる。軸と囊の表面との交点を、切囊(または囊切開)の中心として選択することができる。同様に、角膜の表面を使用して、2より多くの表面の半径の中心を通る軸または最良適合を特定することができる。囊切開の直径は、それとは別に選択することもできる。切断径は、虹彩の直径の単比であってもよい。この切断は更に、XY方向に非円形の形状を有していてもよい。例えば、虹彩径の輪郭を辿ることもできる。

#### 【0058】

代替的に、囊切開400の位置は、ビデオシステムを使用して特定することができる。虹彩のような特徴は、図8に示すようなビデオ画像を用いて検出することができる。例えば、バイナリ決定を含む、キャニー(Canny)、ラブラシアン、および/またはソーベルのエッジ検出法、適応閾値法およびその後の形態的解釈といった、虹彩414の中心406の位置を特定する多くの画像処理法がある。検出システムのノイズは、ガウス窓、パートレット窓、または単純移動平均窓といった、1次元または2次元の画像フィルタ処理法によって低減しうる。具体的に、ビデオ画像を用いる例を以下に示す。瞳孔を虹彩の境界404の内側の領域として規定する。瞳孔の中心を特定する方法は、虹彩の境界404にエッジ検出を行い、円、楕円などの閉鎖曲線を瞳孔と虹彩の間の境界に適合させるステップと、瞳孔と瞳孔でないピクセルにピクセルを細分化し、瞳孔の中心を検出し、次い

10

20

30

40

50

で瞳孔の内側に適合しうる円および/または楕円を最大化するステップと、再び瞳孔および瞳孔でないピクセルにピクセルを細分化し、瞳孔の中心を検出し、次いで、代替的に、  
 a) 瞳孔の内側と適合しうる円および/または楕円を最大化するステップ、および b) 円/楕円の中心に対して最も近い瞳孔でないピクセルの方向と反対方向に円の中心を動かすステップとを含む。この反復手法は、円または楕円の大きさの改善をそれ以上することができなくなるまで繰り返される。一旦虹彩の境界および中心が検出されると、嚢切断プロセスは進むことができる。切断直径はIOLの要求事項によって予め決定されており、ビデオ情報のエッジ検出のための画像処理を介して特定されるような虹彩径に対する適合が検査される。切断の中心についても同様であり、前述のビデオ画像の処理によって特定されるような虹彩の境界に対する中心を使用して特定することができる。図9に示すような、切断の絶対的な深さ位置417と深度厚さ419は、ビデオシステムの焦点深度またはビデオシステムの能動焦点によって、あるいは虹彩を嚢に関連付ける統計上の解剖学的データに基づく推測によって特定することができる。深度厚さ419は、これらの手法を使用して予想される変動範囲が広がることにより、増加することがある。深度厚さが大きくなると、切断時間が長くなることがある。

10

## 【0059】

患者はしばしば偏心した虹彩と角膜縁407を有しているが、角膜縁はビデオ画像において明確に認識することができ、嚢401の幾何学的中心を識別する手段としてもみなされる。嚢401は、角膜縁407の真下の毛様体器官(図示せず)に連結された小帯(図示せず)によって定位置に保持される。しかしながら、虹彩414が広く拡張したとき、  
 名目上は角膜縁407と同心であるため、同等の測定値を生成する。切断径、切断中心、深さ417、および深度厚さ419を含む図10に示すような嚢切開の態様は、角膜縁の識別を利用して得られたビデオ情報を用いて実現することができる。

20

## 【0060】

さらに他の実施形態では、OCTシステムおよびビデオシステムの双方を、嚢切開を誘導するために使用することができる。例えば、瞳孔の中心は、ピクセルまたは眼の位置が瞳孔または瞳孔でないピクセルかどうかを特定するために、OCTおよびビデオシステムのデータの双方を同時に検討することによって特定することができる。位置が瞳孔内であるとみなされるためには、両方のシステムが別々にこの結論を認める必要がある。代替的に、少なくとも一方のシステムがこの結論に達した場合に、位置が瞳孔内であるとして  
 ことができる。何れの場合にも、両システムからの情報が検討される。

30

## 【0061】

画像化システムとUFビーム6は位置合わせしなければならない。画像化システムは、ビデオシステム、OCTシステム100またはその両方の組み合わせであってもよい。したがって、システム2の空間的な較正が、正確に切断部を配置するために実現されねばならない。これは、様々な方法で実現することができる。図10は、対象面510とともに較正レンズ505を示している光学的な概略図である。較正レンズ505は、既知の屈折率、厚さ515、および光強度の材料から作られる。

## 【0062】

これは、眼の代替または代用として機能する。対象位置510における寸法と眼の寸法の間には既知の関係が存在するように、厚さ、材料、および形状が選択される。表面510は、既知の較正寸法を有するレチクルまたは印から構成されうる。Zemax、OSLO、およびCODE Vなどの光学設計コードを介する光学計算は、較正レンズと、眼に対するレチクル寸法の間を関係を更に改良するために使用することができる。この改良に含むことができる因子は、較正レンズ505の屈折率、厚さ、形状、および角膜厚さ、角膜の屈折率、角膜表面の半径、房水の屈折率、房水厚さ、水晶体の屈折率、水晶体の厚さ、および水晶体表面の半径といった予想される眼の光学的因子を含む。

40

## 【0063】

レチクルを使用して、ビデオの場合には、ピクセルを眼の寸法にマッピングすることができ、OCTの場合には、走査されたOCT信号を眼の寸法に関連付けることができる。

50

図 1 1 は、ビデオシステムを使用して表示するようなレチクル画像の例である。この場合、レチクルは、既知の直径の円 5 2 0 を有するクロムで覆われたガラス面である。図 1 1 の画像では、これらの円が数ミリメートルに表示されている。ビデオピクセルをレチクルの数ミリメートルに較正することができる。画像の数ミリメートルは、眼に指定された平面において対応する眼の寸法に関連付けることができる。この関係は、光学的モデル化を介して補助することができる。ビデオピクセルを眼の寸法に関連付けた曲線の例が、図 1 2 に図示されている。同様に、UF ビームを、図 1 0 のように、レチクル面 5 1 0 と照らし合わせることができる。ビデオおよび UF ビームの眼の空間におけるテレセントリシティは、図 1 2 の較正曲線を、眼の切断ボリューム全体に効果的に適用できるようにする。

【 0 0 6 4 】

図 1 3 は、画像化システムを UF ビームに位置合わせする較正法の他の例である。図 1 3 では、対象面は薄片のマイラー (Mylar) などの物質 5 3 0 から作られ、印 5 3 5 が付けられる、あるいは集束した UF ビームによって焼き付けられる。一旦印が付けられると、OCT はこの印の位置を検出することができる。その結果、OCT は UF ビームに位置合わせされる。

【 0 0 6 5 】

さらに、この印が付いた材料が図 1 3 のようにビデオシステムを使用して表示される場合、ビデオピクセルを UF ビーム、ひいては OCT ビームの位置に位置合わせすることができる。図 1 1 に使用した較正対象および図 1 2 のような較正曲線について記載された較正法を使用することによって、物理的な眼の寸法に関連付け返すことを実現できる。UF ビームによって印が付けられ、OCT とビデオシステムによって読み取られ、物理的な眼の寸法に較正された対象物質を使用すると、図 1 2 のグラフの傾斜に示すような倍率情報だけではなく、画像化 (ビデオおよび OCT) システムに関する UF ビームの印付けのパターンの中心および / または回転も与えられる。このような較正法からの較正情報の種類の全ての例が、図 1 4 の表に与えられている。

【 0 0 6 6 】

図 1 4 は、切断レーザ、OCT、およびビデオ画像を眼の物理的な寸法に位置合わせするために使用された、ピクセルの倍率、中心位置、および回転を含む重要な較正因子の表である。切断レーザおよび OCT について一連の数値があるが、理想的には、図 1 4 に示すように、一組のみが必要となるように、OCT および切断レーザは重ねられる。

【 0 0 6 7 】

図 1 5 は、傾いた嚢切開面を示す眼の断面概略図である。これは傾いた水晶体を示しており、理想的には嚢の切開はこの傾きに追従する。ここで、図 1 の OCT システム 1 0 0 は、水晶体 4 1 2 の面 4 0 8 および 4 1 0 を検出することにより嚢 4 0 1 を識別するように使用される。この OCT システムは、水晶体の前面および後面の湾曲の中心を繋げた軸 4 2 4 を見つけることにより、この傾きを検出することができる。軸 4 2 4 の傾きは、虹彩の中心によって規定され、システムの光学軸と一致する軸 4 2 2 を基準に見ることができる。同様に、システム 2 と眼 6 8 の間の位置合わせ不良も、OCT システム 1 0 0 を利用することの理由になりうる。OCT システムは一般に、比較的大きい焦点深度を有しており、ひいては傾いた構成要素を識別することが困難なビデオシステムと比較して、眼とシステムの間の相対的な傾き情報を検出することに優れている。

【 0 0 6 8 】

図 1 6 は、網膜画像の概略図を示している。網膜構造に含まれるもの (例えば、窩または中心窩) によって、特定の視軸の優れたセンタリングが可能となる。これを実現するため、虹彩と網膜の双方を画像化できるように、調整可能な焦点システムが画像化システム 7 1 に設けられる。虹彩と網膜の画像間の焦点移動は眼の長さを示しており、これはさらに、水晶体の中心または光学中心点のような他の点と、網膜の位置決め特徴との間の角度、さらに嚢 4 0 1 の切開 4 0 0 のオフセットを算出するために使用することができる。このような調整は、図 1 に記載の z 調整 4 0 と同様の較正された z 調整を使用して実現することができる。さらに、画像化システム 7 1 の開口 8 1 の直径が増大すると、その焦点深

10

20

30

40

50

度は低減し、ひいては網膜 4 2 6 や虹彩 4 0 2 といった眼の構造の正しい位置を適切に特定する。再び、画像処理は、瞳孔 4 0 4 (または虹彩 4 0 2 か角膜縁 4 0 7) 内の中心 4 0 6 および窩 4 3 0 内の中心 4 2 8 の位置を特定し、それらを位置合わせし、その結果、眼の視軸を識別できる。これは、中心線 4 2 2 の代わりに、囊切開中心の軸として機能することができる。同様に、OCTシステムを、このような特定のために、虹彩と網膜構造の双方を識別するようにすることができる。固定の光を、網膜/眼のアライメントを補助するために使用することもできる。

【 0 0 6 9 】

水晶体 4 1 2 の厚さの一般的数値 ( 3 - 5 mm )、および幾何学的軸と視軸の間の角度差 ( 3 - 7 ° ) のみが、最悪の場合に 6 0 0 μ m 未満の中心 4 0 6 からの変位を生じさせるが、本書に記載されているように、これは本発明の精度の範囲内である。さらに、画像化システム 7 1 に近赤外光を使用すると、帰還信号を増強させることによって検出が簡単なものとなり、さもなければ帰還信号は光学的に不透明な白内障の存在に起因してさらに減衰することがある。

10

【 0 0 7 0 】

このシステムはさらに、レーザによって生じる切開を配置するために、上記適合の何れか一つを使用するという選択肢をユーザに提供することができる。例えば、ビデオシステムは、患者の眼の正面画像を、角膜縁のセンタリング、幾何学的なセンタリング、および視覚的なセンタリングの重ね合わせた結果と共に表示することができる。ユーザは、ビデオ画像の状況に基づいて方法を選択できる。同様に、システムは、ユーザが選択するように、意図する角膜切開の位置を表示できる。

20

【 0 0 7 1 】

図 1 8 は、変化する照明状態に反応したときの生理学的な瞳孔を測定するためのデバイスの一実施形態を示している。照明源によって与えられる光の量は拡散器によって拡散され、検査を受ける患者の眼に、より均一な光部の分散を入射させる。ビームスプリッタは、カメラを用いて眼の虹彩を画像化すると同時に、光検出器を介して照明光レベルの能動的なフィードバックを与える。これらの電子部品の全ては、I/Oポートを介してCPUに連結することができる。この構成は非常に適応性がある器具を提供し、照明レベルの関数として、瞳孔の大きさ、形状および重心を測定する。このように、暗い夜から、明るく太陽に照らされた日中、一般に 8 0 0 ルクスのオフィス環境まで変化する、一般的な環境の照明状態に対応する範囲にわたって、照明レベルを調整するように較正することができる。照明源はさらに、測定値を増補するために、変化する光のスペクトル成分を提供するようにすることができる。照明強度の変化率は、図 1 9 に概略的に示すように、瞳孔反応を正確に捕捉するため、生理学的な瞳孔反応に対応する変化率にすることができる。照明レベルに対する瞳孔の大きさ ( 図 2 0 ) および中心位置 ( 図 2 1 ) を含むデータは、囊切開の水平方向または横方向の位置を最適に配置するために必要な情報を提供することができる。例示的な図における、印 a - h によって識別されたレベルは、朝の光などの現実的な状況に対応している。線 I はデータ c - f を繋いでおり、検査を受けている患者にとって適切であるとみなされる照明レベルである。瞳孔反応は、図 2 0 および 2 1 に示すように、特定量のヒステリシスを表しうる。したがって、線 I の中心点、すなわち点 P は、環境光レベルに対する平均囊切開の中心位置を規定するために使用される。本発明はさらに、詳述したように、手術中の位置決めに利用するために開いた瞳孔の画像も捕捉する。

30

40



【図5】

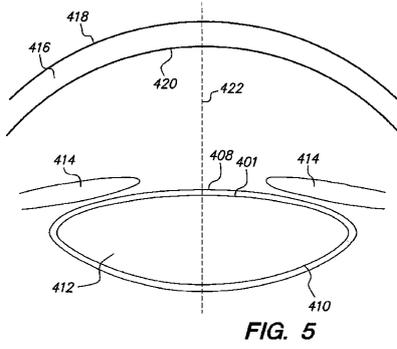


FIG. 5

【図7】

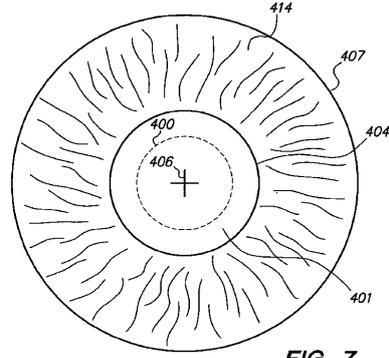


FIG. 7

【図6】

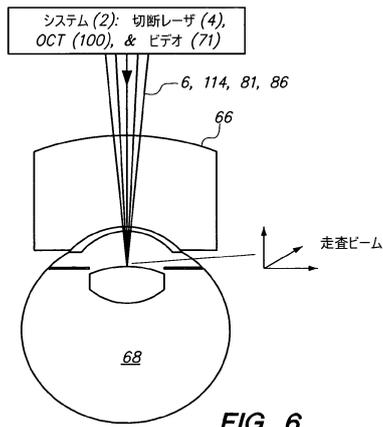


FIG. 6

【図8】

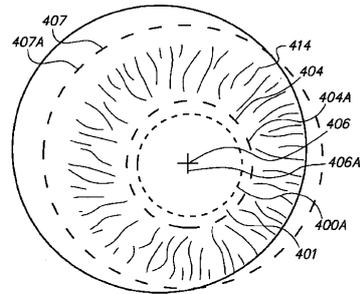


FIG. 8

【図9】

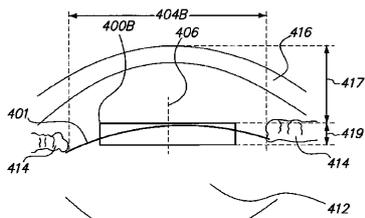


FIG. 9

【図11】

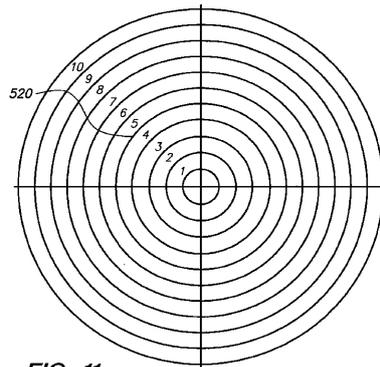


FIG. 11

【図10】

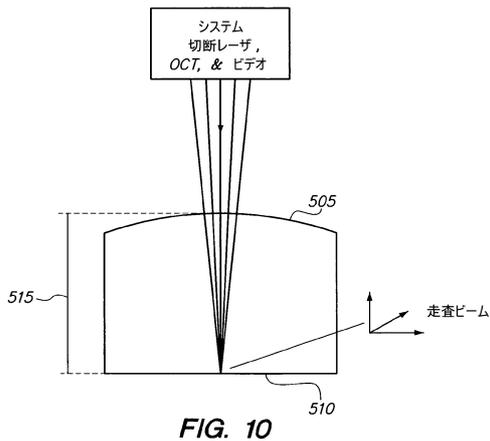


FIG. 10

【図12】

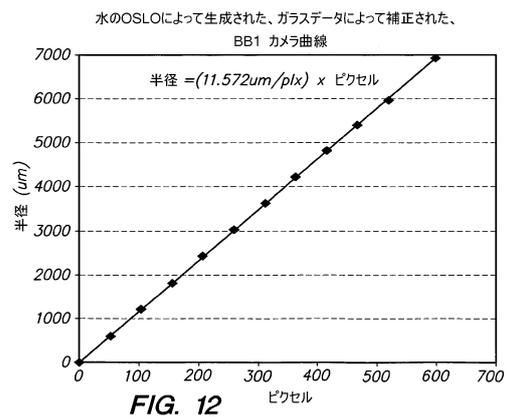


FIG. 12

【図13】

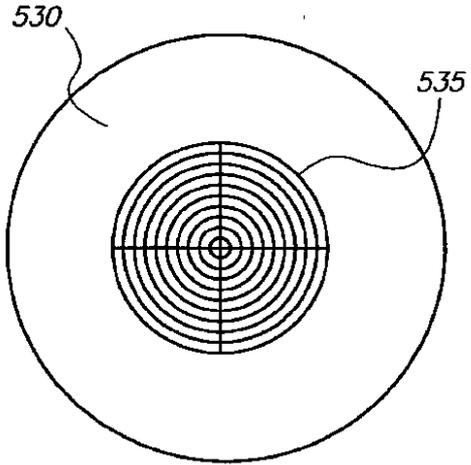


FIG. 13

【図15】

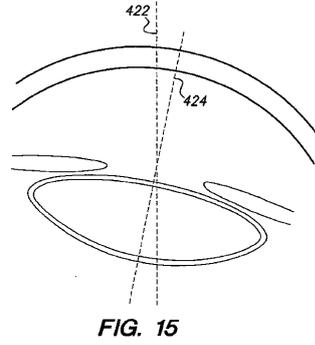


FIG. 15

【図14】

BB1におけるカメラの一覧			
倍率: 11.572 um/ピクセル(水)			
Cen	UFビームの中心	X 514	ピクセル
		Y 525	ピクセル
	UFの交差点の回転	0.673	deg CW

FIG. 14

【図16】

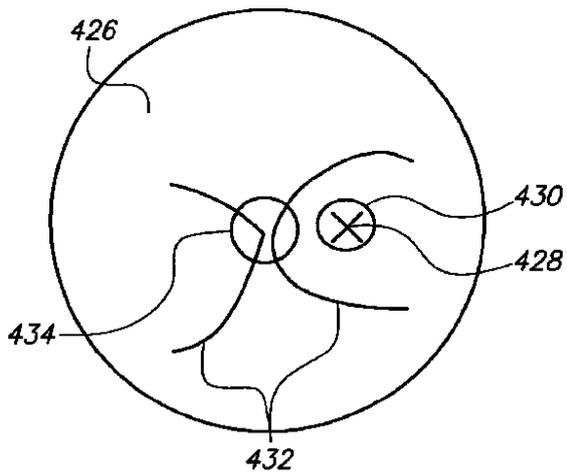


FIG. 16

【図17】

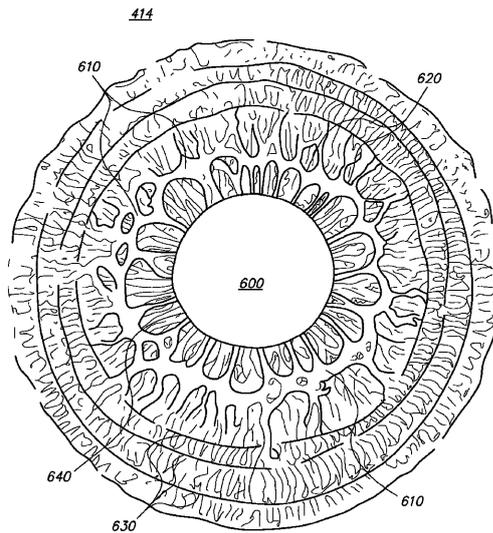
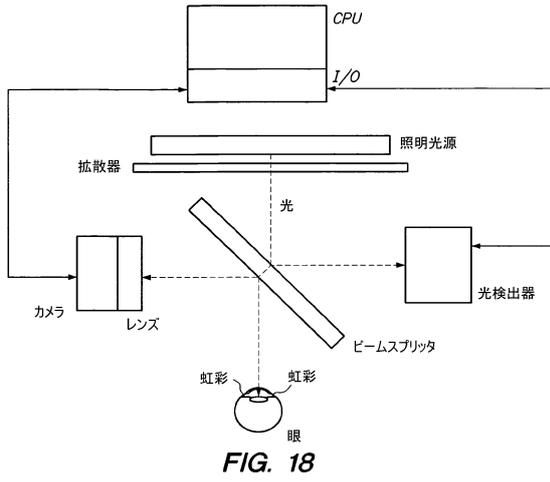
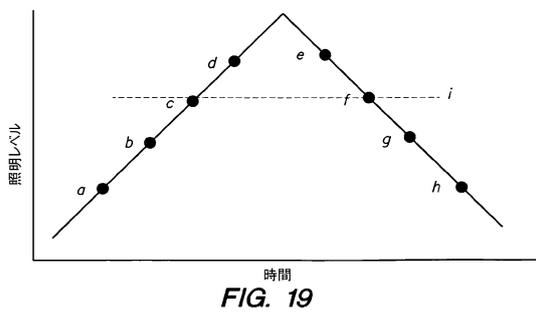


FIG. 17

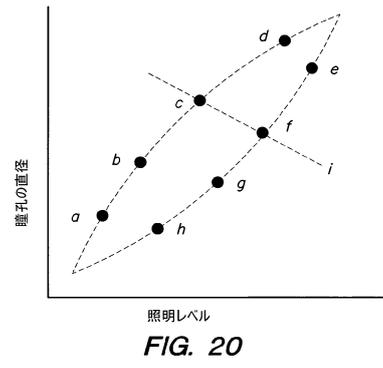
【図18】



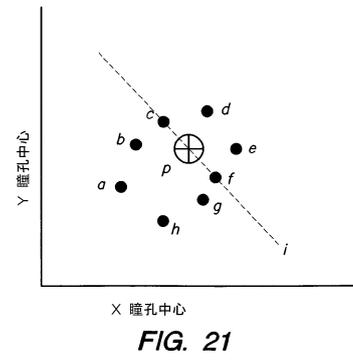
【図19】



【図20】



【図21】



---

フロントページの続き

(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 94306, パロアルト, サンカルロスコート 746

(72)発明者 マルセリーノ, ジョージ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95065, サンタクルーズ, ポールスイートロード 3773

審査官 石川 薫

(56)参考文献 国際公開第2008/112292(WO, A1)

特表2005-536236(JP, A)

米国特許出願公開第2007/0292037(US, A1)

特表2010-520801(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/008