

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6434015号
(P6434015)

(45) 発行日 平成30年12月5日(2018.12.5)

(24) 登録日 平成30年11月16日(2018.11.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 3/10 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 R

A 6 1 F 9/008 (2006.01)

A 6 1 F 9/008 1 3 O

A 6 1 B 3/10 Z

請求項の数 20 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2016-529781 (P2016-529781)
 (86) (22) 出願日 平成26年7月10日(2014.7.10)
 (65) 公表番号 特表2016-533235 (P2016-533235A)
 (43) 公表日 平成28年10月27日(2016.10.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/046113
 (87) 国際公開番号 W02015/013044
 (87) 国際公開日 平成27年1月29日(2015.1.29)
 審査請求日 平成29年7月4日(2017.7.4)
 (31) 優先権主張番号 61/858,445
 (32) 優先日 平成25年7月25日(2013.7.25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 515289772
 オプティメディカ コーポレーション
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
 705 サンタ アナ イースト セント
 アンドリュー プレイス 1700
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文
 (72) 発明者 ゴンサレス ハビエル
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 306 パロ アルト マリポーザ アベ
 ニュー 1547

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 物体の屈折率のインサイチュー算定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体の屈折率を算定する装置であって、
 光のビームを発生させる光源を含むトモグラフィーシステムと、
 画像化システムに結合されると共に前記トモグラフィーシステムからデータを受け取る
 ように構成された有形媒体を含むプロセッサと、
 前記物体を切開するためにパルス化レーザービームを発生させるパルスレーザと、
 を備え、
 前記物体は、眼の光学的に透過性の組織構造体であり、
 前記有形媒体は、
 前記ビームの焦点の所在位置に応じて、前記眼の標的にされた組織構造体までの光路
 に沿う前記眼の複数の組織構造体の複数の屈折率を算定し、
 前記光路に沿う前記複数の屈折率に応じて、前記パルス化レーザービームの焦点位置を
 求め、
 求められた前記パルス化レーザービームの前記焦点位置に基づいて、前記パルス化レー
 ザビームにより前記物体を切開する、
 という命令を具体化する
 ことを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記有形媒体は、

前記物体中で意図した所在位置を有する意図した焦点に前記ビームを集束させ、
集束させた前記ビームの干渉信号の所在位置を識別し、
意図した前記焦点の所在位置及び識別された前記干渉信号の所在位置に応じて前記物

体の屈折率を算定し、
算定された前記屈折率を前記物体の前記所在位置にマッピングする、
という命令を具体化する

ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記レーザビーム、前記トモグラフィーシステム、及び前記プロセッサに結合された光学的送出システムを更に備え、

前記有形媒体は、前記屈折率に応じて治療プロフィールを決定するという命令を含むことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 4】

前記パルスレーザは、第 1 の 1 つ又は 2 つ以上の波長を有しており、
第 2 のレーザは、前記第 1 の 1 つ又は 2 つ以上の波長とは異なる第 2 の 1 つ又は 2 つ以上の波長を有しており、

前記プロセッサは、前記第 1 の 1 つ又は 2 つ以上の波長の前記屈折率に応じて、前記第 2 の 1 つ又は 2 つ以上の波長を有する前記パルス化レーザビームの複数の焦点位置を求めるという命令を含む

ことを特徴とする請求項 3 記載の装置。

【請求項 5】

前記有形媒体は、前記マッピングに応じて前記物体のプロフィールを求めて前記物体の前記プロフィールに応じて前記物体を前記レーザによって切開するという命令を更に具体化する

ことを特徴とする請求項 2 記載の装置。

【請求項 6】

前記プロセッサは、前記物体の前記屈折率に応じて、前記物体の後方に位置する第 2 の構造体の切開プロフィールの命令を決定するという命令を具体化する

ことを特徴とする請求項 3 記載の装置。

【請求項 7】

前記複数の組織構造体は、前記眼の涙液膜、角膜、眼房水、水晶体、前水晶体嚢、前水晶体皮質、水晶体核、後水晶体皮質、後水晶体嚢、及び、硝子体液、のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含む

ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 8】

前記トモグラフィーシステムは、光干渉トモグラフィーシステム、スペクトル光干渉トモグラフィーシステム、時間領域光干渉トモグラフィーシステム、シャインブルーク画像化トモグラフィーシステム、共焦点トモグラフィーシステム、及び、低コヒーレンス反射光測定システムのうちの 1 つ又は 2 つ以上を含み、

前記焦点の前記所在位置は、当該トモグラフィーシステムにより決定される

【請求項 9】

標的にされた前記物体は、第 2 の屈折率を有する第 2 の物体に隣接して位置する表面を有しており、

標的にされた前記物体の第 1 の屈折率は、前記第 2 の屈折率とは異なっており、
前記ビームの経路は、前記表面から前記焦点までの距離にわたって延びており、
前記第 1 の屈折率は、前記表面から前記焦点までの前記距離に応じて算定される

ことを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 10】

前記有形媒体は、前記ビームの経路の所在位置を、集束させた前記ビームの前記干渉信

10

20

30

40

50

号によって算定するという命令を具体化し、

前記ビームの経路の前記所在位置は、前記干渉信号のピーク強度の所在位置に応じて求められる

ことを特徴とする請求項 9 記載の装置。

【請求項 11】

標的にされた前記眼の光学的に透過性の前記組織構造体は、涙液膜、角膜、眼房水、水晶体、前水晶体嚢、水晶体皮質、水晶体皮質の前方部分、水晶体皮質の後方部分、水晶体核、後水晶体嚢、及び、硝子体液、のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含み、

第 2 の組織構造体が、前記第 2 の物体を有しており、

前記第 2 の組織構造体は、標的にされた光学的に透過性の前記組織構造体の前方に位置しており、

前記表面は、両者の間に配置されている

ことを特徴とする請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】

前記有形媒体は、標的にされた光学的に透過性の前記組織構造体の前記屈折率を算定するために、前記ビームの経路に沿う複数の焦点の複数の所在位置を決定するという命令を具体化する

ことを特徴とする請求項 10 記載の装置。

【請求項 13】

前記複数の所在位置は、第 1 の焦点の第 1 の所在位置及び第 2 の焦点の第 2 の所在位置を含み、

前記屈折率は、前記第 1 の焦点と前記第 2 の焦点との間の前記物体の平均屈折率に対応している

ことを特徴とする請求項 12 記載の装置。

【請求項 14】

前記第 1 の所在位置は、前記眼の水晶体の前方部分の前方所在位置を有しており、

前記第 2 の所在位置は、前記眼の前記水晶体の後方部分の後方所在位置を有しており、

前記屈折率は、前記水晶体の前記前方部分と前記水晶体の前記後方部分との間の平均屈折率に対応している、請求項 13 記載の装置。

【請求項 15】

前記有形媒体は、複数の集束されたパルス化レーザービームを前記水晶体の前記後方部分に方向付けて前記水晶体の当該後方部分を切開するという命令を具体化する

ことを特徴とする請求項 14 記載の装置。

【請求項 16】

前記有形媒体は、複数の集束されたパルス化レーザービームを前記水晶体の後水晶体嚢に方向付けて前記平均屈折率に応じて前記水晶体の前記後水晶体嚢を切開するという命令を具体化し、

集束された前記ビームは、集束された前記パルス化レーザービームとは異なる 1 つ又は 2 つ以上の光の波長を有する、請求項 14 記載の装置。

【請求項 17】

前記有形媒体は、

前記組織構造体の前記屈折率を前記ビームの経路に沿う複数の前記焦点の複数の前記所在位置に応じてマッピングし、

複数の前記所在位置の各々について標的にされた前記物体の前記屈折率を算定するという命令を具体化する

ことを特徴とする請求項 12 記載の装置。

【請求項 18】

複数の前記所在位置は、前記眼の水晶体の複数の所在位置を含み、

前記眼の前記水晶体の屈折率プロファイルが、前記眼の前記水晶体内の複数の前記焦点の複数の前記所在位置に応じて求められる

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 17 記載の装置。

【請求項 19】

標的にされた前記物体の前記屈折率は、所定の屈折率に応じて算定され、
前記所定の屈折率は、患者インターフェース光学部品、水、生理的食塩水、角膜、及び
、眼房水、のうちの 1 つ又は 2 つ以上の屈折率を有する

ことを特徴とする請求項 10 記載の装置。

【請求項 20】

前記屈折率を算定することは、前記所定の屈折率に、標的にされた前記物体の表面と前
記ビームの経路の前記所在位置との間の距離を標的にされた前記物体の前記表面と意図し
た焦点との間の距離で除算して得られる値の平方根を乗算することを含む

10

ことを特徴とする請求項 19 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願の説明〕

本願は、2013 年 7 月 25 日に出願された米国特許仮出願第 61 / 858 , 445 号の優先権主張出願であり、この米国特許仮出願は、2008 年 3 月 3 日に米国特許出願第 12 / 048 , 182 号（発明の名称：METHOD AND APPARATUS FOR CREATING INCISIONS TO IMPROVE INTRAOCULAR LENS PLACEMENT）、2008 年 3 月 13 日に米国特許出願第 12 / 048 , 186 号（発明の名称：METHOD AND APPARATUS FOR CREATING OCULAR SURGICAL AND RELAXING INCISIONS）、及び、2012 年 11 月 2 日に米国特許出願第 61 / 722 , 064 号（発明の名称：LASER EYE SURGERY SYSTEM CALIBRATION）に関連し、これら出願を参照により引用し、これら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の全てを明示的に保持する。

20

【0002】

本開示内容、即ち本発明は、一般に、物体、例えば眼の組織、を治療するようパルスレーザービームにより誘起される光切断、及び、当該光切断の実施位置の決定に関する。光切断のために標的部位の存在場所を突き止めること及び例えば眼手術のような手術のために組織を切断することが特に言及されるが、本明細書において説明するような実施形態は、多くの物体のうちの 1 つ又は 2 つ以上を治療するために多くの物体について多くのやり方で、例えば光学的に透明な物体の切断に、利用できる。

30

【背景技術】

【0003】

物体の切断は、ノミ、ナイフ、メス及び他のツール、例えば外科用ツール、を用いて機械的に実施される場合がある。しかしながら、先行技術の切断方法及び切断器械は、望ましい度合いよりも低い場合があり、少なくとも幾つかの場合において理想的な結果には至らない結果をもたらす。例えば、物体、例えば組織を切断する少なくとも幾つかの先行技術の方法及び器械は、理想的であるレベルよりも幾分粗い表面をもたらす場合がある。パルスレーザーを用いると、多くの物体のうちの 1 つ又は 2 つ以上を切断することができ、かかるパルスレーザーは、組織を切断するためのレーザー手術のために用いられている。

40

【0004】

外科的な組織切断の例としては、眼の角膜及び水晶体の切断が挙げられる。眼の水晶体は、当該水晶体の欠陥を矯正する、例えば白内障を除く、ために切断される場合がある。眼の組織は、当該水晶体に接近するために切断される場合がある。例えば、角膜は、白内障の水晶体に接近するために切断される場合がある。角膜は、眼の屈折異常を矯正するために、例えばレーザー（補助）角膜内切削形成術（以下、“LASIK”という）を用いて切断される場合がある。

【0005】

多くの患者は、眼について理想には至らない光学系を有している場合がある。少なくともある患者は、例えば眼鏡やコンタクトレンズで矯正可能な眼の屈折異常を有している場

50

合がある。一方、患者は、眼の角膜の不規則性、例えば不正乱視を有している場合があり、或いは、先行技術の方法及び装置で容易に矯正される場合がある。疾患のある角膜を治療する先行技術の方式としては、角膜移植術、例えば全層角膜移植術（以下、“PK”という）、が挙げられる。先行技術の角膜移植術の結果として、少なくとも幾つかの場合においては、理想には至らない患者の術後結果が生じる場合がある。例えば、患者は、角膜移植術後において理想には至らない力を有する場合がある。少なくとも幾つかの場合、組織切れ目の理想には至らない位置決め及び所在位置により、かかる理想には至らない視力が生じる場合がある。

【0006】

先行技術の短パルスレーザシステムは、組織を切断するために用いられており、多くの患者を治療するために用いられている。しかしながら、この先行技術の短パルスシステムは、幾つかの場合には理想的な結果には至らない結果をもたらす場合がある。例えば、眼とレーザ手術システムのアラインメント（位置合わせ）は、少なくとも幾つかの場合、例えば眼の角膜の屈折異常治療が眼の水晶体の治療、例えば眼からの角膜及び水晶体核の摘出、と組み合わせられる場合、理想的なレベルよりも低い場合がある。別の実施例では、レーザ眼手術システムは、少なくとも幾つかの場合、眼の解剖学的構造の異なる屈折率を適正に考慮に入れていない場合が多い。このことは、少なくとも幾つかの場合において、組織切れ目の位置決めが悪影響を与え得る。

【0007】

眼をより正確に治療するため、先行技術の方法及び装置は、光学測定システム、例えばトモグラフィーシステム、を組み合わせている。しかしながら、かかる先行技術の測定装置の精度は、少なくとも幾つかの場合において、理想には至っていない場合がある。例えば、構造体の物理的所在位置を突き止めるため、先行技術の器具は、治療対象の個人の特定の眼の実際の屈折率からばらつき得る推定屈折率に依存している場合がある。さらに、少なくとも幾つかの先行技術の装置は、変化する屈折率を有する組織、例えば水晶体の組織、について屈折率の推定平均値に依存している場合がある。一個人における屈折率のばらつき量は、一集団についての通常値よりも、ばらつきが多い又は少ない場合があり、これは、潜在的に推定値の正確さを少なくとも幾つかの場合において低くする。少なくとも幾つかの場合、治療ビームは、測定ビームとは異なる波長を有する場合があり、潜在的に、少なくとも幾つかの場合において測定誤差を一段と悪化させる。

【0008】

先行技術の方法及び装置の正確さが低いことは、少なくとも幾つかの点において、当該先行技術の方法及び装置の治療を制限する場合がある。例えば、屈折率のばらつきの結果として、組織を切開する深さのばらつきが生じる場合があり、それにより、潜在的に先行技術の外科的処置の正確さを損なうと共に、潜在的に敏感な部分の近くに位置する組織を切開するためのレーザの使用が制限される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述の内容に照らして、上述の先行技術のシステム及び方法の上述の欠点のうちの少なくとも幾つかを解決する改良型方法及び装置を提供することが好ましい。理想的には、これら改良型システム及び方法は、光学的に透過性の物体の屈折率のインサイチュー測定を提供し、光学的に透過性の物体内の構造体の所在位置の測定を向上させ、物体内のレーザビームの正確な焦点を用いた治療の改良を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、物体、例えば被験者の眼の1つ又は2つ以上の解剖学的構造体、例えば眼の水晶体、の屈折率を算定するシステム、器具及び方法を提供する。多くの実施形態では、1つ又は2つ以上の組織構造体の屈折率が、その組織を正確に治療するために測定される。物体をより正確に治療するために、屈折率が算定され得る。物体をより正確に治療する

10

20

30

40

50

ために、屈折率は治療ビームの光学ビーム経路に沿って算定されるのが良い。ビーム経路に沿う屈折率は、平均屈折率、又は、物体の所在位置にマッピングされた複数の屈折率を含むのが良い。多くの実施形態では、屈折率が、第1の光ビームが1つ又は2つ以上の第1の波長を有する状態でインサイチュー（現場）で算定され、第2の光ビーム、例えば第1の1つ又は2つ以上の波長とは異なる第2の1つ又は2つ以上の光の波長を有するレーザビーム、が組織を治療するために用いられる。光学システムの1つ又は2つ以上のコンポーネントが、物体内の所在位置を有する焦点に光をビーム経路に沿って集束させるのが良い。物体の屈折率は、物体内の焦点の所在位置に応じて算定することができる。焦点は多くの手法のうちの1つ又は2つ以上で求めることができるが、多くの実施形態では、焦点は光ビームのコヒーレンスに関連付けられた干渉信号の強度により求められ、その結果、焦点及び対応の屈折率が正確に測定され得る。物体は、第2の屈折率を有する第2の物体に隣接して位置する表面を有する場合があります。ビーム経路は、その表面から焦点までの距離にわたって延びるのが良い。屈折率は、当該表面から標的焦点までの距離及び当該表面から実際の焦点までの距離に応じて算定することができ、後者の距離は、物体内の集束光の光学コヒーレンス信号のピーク強度の所在位置に対応し得る。算定された屈折率は、物体内の一領域にマッピングされ得る。複数の算定された屈折率を用いると、物体の屈折率プロフィール、例えば、物体の勾配屈折率プロフィール、を生成することができる。レーザビームによって、この勾配屈折率プロフィールを利用すると、レーザビーム焦点を物体内に位置決めして切開創を正確に配置することができる。

10

【0011】

20

本明細書において説明する実施形態は、1つ又は複数の測定屈折率に応じた白内障手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた網膜手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた硝子体網膜手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた緑内障手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた屈折異常眼手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた角膜手術、及び、1つ又は複数の測定屈折率に応じた多くの他の眼手術に好適であると言える。

【0012】

本発明の一観点によれば、物体の屈折率を算定する方法が提供される。光を物体内の所在位置を有する（利用する）焦点にビーム経路に沿って集束させるのが良く、物体の屈折率を物体内の焦点の所在位置に応じて算定する。物体は、第2の屈折率を有する第2の物体に隣接して位置する表面を有するのが良く、第1の屈折率は、第2の屈折率とは異なっている。ビーム経路は、当該表面から焦点までの距離にわたって延び得る。屈折率は、当該表面から焦点までの距離に応じて算定され得る。物体は、標的物体を有し得る。そして、ビーム経路の所在位置を、例えば光学干渉信号のピーク強度の所在位置に応じて、集束光の光学干渉信号によって算定するのが良い。

30

【0013】

多くの実施形態では、標的物体は、被験者の眼の光学的に透過性の組織構造体を含む。眼の光学的に透過性の組織構造体は、涙液膜、角膜、眼房水、水晶体、前水晶体嚢、水晶体皮質、水晶体皮質の前方部分、水晶体皮質の後方部分、水晶体核、後水晶体嚢、及び、硝子体液、のうちの1つ又は2つ以上を含むのが良い。第2の組織構造体が、第2の物体を含むのが良く、第2の組織構造体は、光学的に透過性の組織構造体の前方に位置していて、前記表面が両者の間に配置されているのが良い。光学的に透過性の組織構造体の屈折率を算定するために、ビーム経路に沿う複数の焦点の複数の所在位置が決定され得る。複数の所在位置は、第1の焦点の第1の所在位置及び第2の焦点の第2の所在位置を含むのが良い。屈折率は、第1の焦点と第2の焦点との間の物体の平均屈折率に対応するのが良い。

40

【0014】

幾つかの実施形態では、第1の所在位置は、眼の水晶体の前方部分の前方所在位置を有しており、第2の所在位置は、眼の後方部分の後方所在位置を有している。屈折率は、水晶体の前方部分と水晶体の後方部分との間の平均屈折率に対応し得る。平均屈折率は、水晶体の後水晶体嚢の近くへの治療ビームの位置決めを決定するために前方所在位置と後方

50

所在位置との間の光路長に沿う屈折率の積分に対応するのが良い。複数の集束レーザービームパルスを水晶体の後方部分に方向付けて水晶体の当該後方部分を切開するのが良い。複数の集束レーザービームパルスを水晶体の後方水晶体嚢に方向付けて平均屈折率に応じて水晶体の当該後方水晶体嚢を切開するのが良い。集束ビームは、集束レーザービームとは異なる光の1つ又は2つ以上の波長を有するのが良い。

【0015】

幾つかの実施形態では、組織構造体の屈折率がビーム経路に沿う複数の焦点の複数の所在位置に応じてマッピングされる。複数の所在位置の各々について標的物体の屈折率を算定するために、複数の焦点の各々について集束ステップ及び算定ステップを繰り返すのが良い。複数の所在位置は、眼の水晶体の複数の所在位置を含むのが良い。眼の水晶体の勾配屈折率プロフィールが眼の水晶体内の複数の焦点の複数の所在位置に応じて求められ得る。

10

【0016】

多くの実施形態では、光源は、トモグラフィーシステムの光源を有する。当該トモグラフィーシステムは、光干渉トモグラフィーシステム、スペクトル光干渉トモグラフィーシステム、時間領域光干渉トモグラフィーシステム、シャインブルーク画像化トモグラフィーシステム、共焦点トモグラフィーシステム、及び、低コヒーレンス反射光測定システムのうちの1つ又は2つ以上を含む。焦点の所在位置は、当該トモグラフィーシステムにより決定され得る。

【0017】

20

多くの実施形態では、標的物体の屈折率は、所定の屈折率に応じて算定される。所定の屈折率は、患者インターフェース光学部品、水、生理的食塩水、角膜、及び、眼房水、のうちの1つ又は2つ以上の屈折率を有するのが良い。屈折率を算定するには、所定の屈折率に、標的物体の表面と所定のビーム経路所在位置との間の距離を標的物体の表面と意図した焦点との間の距離で除算して得られる値の平方根を乗算するのが良い。

【0018】

本発明の別の観点では、眼の構造体を治療する方法が提供される。光源が構造体中で所在位置を有する焦点に集束される。焦点の所在位置が光学干渉信号に応じて識別される。物体の屈折率が焦点の所在位置に応じて算定される。屈折率が構造体にマッピングされる。構造体のプロフィールがマッピングに応じて求められる。構造体が当該構造体のプロフィールに応じて切開される。眼の構造体は、涙液膜、角膜、眼防水、水晶体、前水晶体嚢、後水晶体嚢、水晶体皮質、水晶体核、及び、硝子体液、のうちの1つ又は2つ以上を含むのが良い。

30

【0019】

本発明の更に別の観点では、物体の屈折率を算定する装置が提供される。この装置は、トモグラフィーシステム及びプロセッサを有する。トモグラフィーシステムは、光のビームを発生させる光源を含む。プロセッサは、画像化システムに結合されると共にトモグラフィーシステムからデータを受け取るよう構成された有体的媒体を含む。有体的媒体は、ビームの焦点の所在位置に応じて物体の屈折率を算定する命令を具体化する。

【0020】

40

多くの実施形態では、有体的媒体は、物質中で意図した所在位置を有する意図した焦点に光ビームを集束させ、集束させた光の干渉信号の所在位置を識別し、意図した焦点所在位置及び求めた干渉パターン所在位置に応じて標的物体の屈折率を算定し、算定された屈折率を物体の所在位置にマッピングする、という命令を更に具体化する。

【0021】

多くの実施形態では、この装置は、パルスレーザー及び光学的送出システムを有する。パルスレーザーは、物体を切開するためにパルス化レーザービームを発生させる。光学的送出システムは、レーザービーム、トモグラフィーシステム、及びプロセッサに結合されている。有体的媒体は、屈折率に応じて治療プロフィールを決定する命令を更に含み得る。幾つかの実施形態では、パルスレーザーは、第1の1つ又は2つ以上の波長を有し、第2のレーザ

50

は、第 1 の 1 つ又は 2 つ以上の波長とは異なる第 2 の 1 つ又は 2 つ以上の波長を有する。そしてプロセッサは、第 1 の 1 つ又は 2 つ以上の波長の屈折率に応じて、第 2 の 1 つ又は 2 つ以上の波長を有するパルス化レーザビームの複数の焦点位置を求める命令を含む。幾つかの実施形態では、有体的媒体は、マッピングに応じて物体のプロフィールを求めて当該プロフィールに応じて物体をレーザによって切開する命令を更に具体化する。幾つかの実施形態では、プロセッサは、物体の屈折率に応じて、物体の後方に位置する第 2 の構造体の切開プロフィールの命令を決定する命令を具体化する。

【 0 0 2 2 】

多くの実施形態では、有体的媒体は、眼の標的組織構造体までの光路に沿う眼の複数の組織構造体の複数の屈折率を算定する命令を具体化する。有体的媒体は、光路に沿う複数の屈折率に応じて、組織を切開するためにパルス化レーザビームの焦点位置を求める命令を具体化する。複数の組織構造体は、眼の涙液膜、角膜、眼房水、水晶体、前水晶体嚢、前水晶体皮質、水晶体核、後水晶体皮質、後水晶体嚢、及び、硝子体液、のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含む。

【 0 0 2 3 】

多くの実施形態では、トモグラフィーシステムは、光干渉トモグラフィーシステム、スペクトル光干渉トモグラフィーシステム、時間領域光干渉トモグラフィーシステム、シャインブルーク画像化トモグラフィーシステム、共焦点トモグラフィーシステム、及び、低コヒーレンス反射光測定システムのうちの 1 つ又は 2 つ以上を含み、焦点の所在位置は、当該トモグラフィーシステムにより決定される。

【 0 0 2 4 】

本願において提供されている特許請求の範囲は、実施形態による追加の観点を提供しており、かかる特許請求の範囲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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 多くの実施形態によるレーザ眼手術システムを示す斜視図である。

【 0 0 2 6 】

【 図 2 】 多くの実施形態によるレーザ眼手術システムの形態の平面図を示す単純化されたブロック図である。

【 0 0 2 7 】

【 図 3 A 】 多くの実施形態によるレーザ眼手術システムの光学組立体の形態を示す単純化されたブロック図である。

【 0 0 2 8 】

【 図 3 B 】 多くの実施形態に従って角膜、後水晶体嚢及び角膜縁（リンバス）を含む眼のマッピングされた治療領域を示す図である。

【 0 0 2 9 】

【 図 4 A 】 多くの実施形態によるレーザ送り出しシステムの可動及びセンサコンポーネント相互間の対応関係を示す図である。

【 0 0 3 0 】

【 図 4 B 】 多くの実施形態に従って眼空間座標基準系から器械座標基準系までの座標基準のマッピングを示す図である。

【 0 0 3 1 】

【 図 5 A 】 眼の屈折率を算定するために眼の水晶体上に集束された光源を示す図である。

【 0 0 3 2 】

【 図 5 B 】 種々の解剖学的構造体の屈折率を算定するための、種々の解剖学的構造体中の焦点を示す図である。

【 図 5 C 】 種々の解剖学的構造体の屈折率を算定するための、種々の解剖学的構造体中の焦点を示す図である。

【 0 0 3 3 】

【図5D】多くの実施形態に従って眼の水晶体の屈折率プロフィールを示す図である。

【0034】

【図6】多くの実施形態に従って標的物体の屈折率を算定するための方法を示すフローチャートである。

【0035】

【図7】種々の所望の焦点のための眼の種々の解剖学的構造体中の種々のビーム経路の強度グラフである。

【発明を実施するための形態】

【0036】

レーザ眼手術に関連付けられた方法及びシステムが開示される。多くの実施形態で、レーザが、角膜、水晶体囊及び／又は水晶体核に正確な切開創を作るために用いられる。特にレーザ眼手術のための組織保持が参照されるが、本明細書において説明する実施形態は、多くのやり方のうちの1つ又は2つ以上のやり方で、多くの外科的処置及び外科用器具、例えば整形外科、ロボット手術及びマイクロケラトーム（微小角膜切刀）に、使用できる。

10

【0037】

本明細書において説明する実施形態は、屈折率をマッピングするのに特に好適であり、第1のビームは、光の第1の1つ又は2つ以上の波長を有している。マッピングされた屈折率を用いると、例えば組織構造体まで延びている測定ビーム経路に沿うマッピングされた屈折率に応じて、組織構造体の物理的所在位置を突き止める（測定する）ことができる。

20

【0038】

レーザを用いると、例えば角膜、水晶体囊、及び／又は水晶体核に正確な切開創を形成することができる。本明細書において説明する実施形態は、物体、例えば組織、の切断精度を高めるのに特に好適であると言える。例えば、マッピングされた屈折率を用いると、レーザシステムの1つ又は2つ以上のコンポーネント、例えばレンズ及び可動ミラー、の所在位置を決定することができる。その目的は、レーザビームの焦点及び組織切開創をより正確に配置することにある。多くの実施形態では、組織構造体が、測定システム、例えばトモグラフィシステムのビームによりマッピングされて、組織の屈折率が本明細書において説明するように集束された測定ビームによってマッピングされる。測定ビームによりマッピングされた組織構造体は、集束測定ビームから得られるマッピングされた屈折率に応じて調節することができる。その目的は、組織構造体の物理的所在位置をより正確に突き止めることにある。

30

【0039】

眼の組織構造体の物理的所在位置及び寸法、並びに、マッピングされた屈折率を用いると、レーザシステムコンポーネントの位置をより正確に決定することができる。例えば、眼の組織のレーザビーム切開プロフィールは、組織構造体の物理的所在位置又はトモグラフィ画像からの構造体の所在位置及びこれらの組み合わせに応じて、求めることができる。多くの実施形態では、第1の1つ又は2つ以上の波長を有する集束測定ビームにより算定されたマッピング屈折率が、第2の1つ又は2つ以上の波長を有するレーザ治療ビームの屈折率に応じて、調節される。その目的は、治療ビームに関する屈折率のマッピングを提供することにある。第1の1つ又は2つ以上の波長の範囲は、第2の1つ又は2つ以上の波長の範囲とオーバーラップしていて良く、その結果、波長は、互いにほぼ同じであって良く、或いは、第1の1つ又は2つ以上の波長は、第2の1つ又は2つ以上の波長とは異なるように、オーバーラップしていないレンジを有する。治療ビームのマッピングされた屈折率は、組織構造体の物理的所在位置及び寸法、標的切開プロフィール、及び、集束測定ビームのマッピングされた屈折率、のうちの1つ又は2つ以上と組み合わせるのが良い。その目的は、レーザ治療システムのミラー及びレンズの位置を決定して、レーザビームによる切開創を眼の標的所在位置に配置することにある。

40

【0040】

50

多くの実施形態では、測定ビームの測定屈折率を調節して治療ビームと測定ビームの屈折率の差を補正することによって、治療ビームの屈折率を算定することができる。変形例として又は組合せ例として、治療ビームのベースライン屈折率を測定ビームで測定された屈折率に応じて調節することができる。多くの実施形態では、ベースライン屈折率が測定屈折率に応じて調節される。ベースライン屈折率は、眼の構造体の屈折率を含み得る。組織、例えば眼の屈折率は、本明細書において説明するように波長につれて変化する可能性があるが、近似ベースライン値として、眼房水は、1.33であり、角膜は、1.38であり、硝子体液は、1.34であり、水晶体は、1.36～1.41である。この場合、水晶体の屈折率は、例えば水晶体嚢、水晶体皮質及び水晶体核については、異なる場合がある。水及び生理的食塩水のベースラインフェーズ屈折率は、1030nmの超高速レーザーについては約1.325であり、830nmのOCTシステムについては約1.328であり得る。これに比例する差を用いれば、例えば測定ビームで測定された屈折率に応じて、治療ビームの屈折率を算定することができる。1.339という群屈折率は、OCTビーム波長及びスペクトル帯域幅については、1%のオーダーで異なる。本明細書において説明する多くの実施形態は、本明細書において説明する測定及び治療システムの波長のための、眼の組織の屈折率、フェーズ屈折率、及び群屈折率を算定する方法及び装置を提供する。

10

【0041】

本明細書において開示する実施形態は、先行技術のレーザー手術システム、例えばオプティメディカ (Optimedica) から市販されているCatalys (商標) 及び類似のシステム、との組み合わせに好適である。かかるシステムは、本明細書において開示する教示に従って改造できると共に、眼をより正確に測定して治療するよう改造可能である。

20

【0042】

本明細書で用いられる同一の符号、例えば参照符号及び文字は、同一の要素を示している。

【0043】

本明細書で用いられる「前方(又は前)」及び「後方(又は後)」という用語は、患者に対する既知の向きを示している。手術のための患者の向きに応じて、「前方(又は前)」及び「後方(又は後)」という用語は、例えば患者がベッド上に仰臥姿勢で横たわっている場合にそれぞれ、「上側」及び「下側」という用語と類似する場合がある。「遠位」及び「前方(又は前)」という用語は、ユーザから見た場合の構造の向きを意味する場合があり、従って、「近位」及び「遠位」という用語は、例えば眼上に配置された構造について言及する場合、「前方(又は前)」及び「後方(又は後)」に類似する場合がある。当業者であれば、本明細書において説明される方法及び器械の向きの、多くの変形を認識するであろう。「前方(又は前)」、「後方(又は後)」、「近位」、「遠位」、「上側」、及び「下側」は、単に例示として用いられているに過ぎない。

30

【0044】

本明細書で用いられる「第1」及び「第2」という用語は、構造及び方法を説明するために用いられており、構造及び方法の順序に関する限定を意味するものではない。かかる用語は、本明細書において提供される教示に基づいて、当業者には明らかなように、任意の順序であって良い。

40

【0045】

プロセッサシステムは、本明細書において説明する方法ステップのうちの1つ又は2つ以上を実施するコンピュータプログラムの命令を具体化した有形の媒体を含むのが良い。

【0046】

図1は、角膜、水晶体嚢、及び/又は水晶体核に正確な切開創を作るよう動作できる多くの実施形態としてのレーザー眼手術システム2を示している。システム2は、メインユニット4、患者チェア又は椅子6、デュアルファンクションフットスイッチ8、及びレーザーフットスイッチ10を含む。

【0047】

50

メインユニット4は、システム2の多くの主要サブシステムを含む。例えば、外部から視認できるサブシステムは、タッチスクリーンディスプレイ制御パネル12、患者インターフェース組立体14、患者インターフェース真空接続部16、ドッキング制御キーパッド18、患者インターフェース無線認証(RFID)リーダ20、外部接続部22(例えば、ネットワーク、ビデオ出力、フットスイッチ、USBポート、ドアインターロック、及びAC電力)、レーザエミッション指示器24、非常時レーザ停止ボタン26、キースイッチ28、及び、USBデータポート30を含む。

【0048】

患者チェア6は、ベース32、患者支持ベッド34、ヘッドレスト36、位置決め機構体、及び、ヘッドレスト36上に設けられた患者チェアジョイスティック制御部38、を含む。位置決め制御機構体は、ベース32と患者支持ベッド34とヘッドレスト36との間に結合されている。患者チェア6は、患者チェアジョイスティック制御部38を用いて3つの軸線(x, y, z)に調節され差し向けられるよう構成されている。ヘッドレスト36及び拘束システム(図示していないが、例えば、患者の額に係合する拘束ストラップ)は、手技中、患者の頭を安定化する。ヘッドレスト36は、患者に快適さをもたらすと共に患者の頭の動きを減少させる調節可能な頸部支持体を含む。ヘッドレスト36は、患者に快適さをもたらすと共に患者の頭のサイズのばらつきに対応するために、患者の頭の位置の調節を可能にするよう鉛直方向に調節可能であるように構成されている。

【0049】

患者チェア6は、手動調節を用いて、患者の脚部、胴、及び頭の傾斜関節運動を許容する。患者チェア6は、患者負荷位置、吸引リング捕捉位置、及び患者治療位置に対応している。患者負荷位置では、チェア6は、患者チェアが直立位置に戻った状態で且つ患者フットレストが下降位置にある状態で、メインユニット4の下から回転する。吸引リング捕捉位置では、チェアは、患者チェアがもたれ位置に戻った状態で且つ患者フットレストが持ち上げ位置にある状態で、メインユニット4の下から回転する。患者治療位置では、チェアは、患者チェアがもたれ位置に戻った状態で且つ患者フットレストが持ち上げ位置にある状態で、メインユニット4の下に回転する。

【0050】

患者チェア6は、意図しないチェアの運動を生じさせないようにする「チェアイネーブル(chair enable)」特徴を備えている。患者チェアジョイスティック38は、2つのやり方のうちのいずれにおいても使用可能にすることができる。第1に、患者チェアジョイスティック38は、ジョイスティックの頂部上に配置された「チェアイネーブル」ボタンを有する。「チェアイネーブル」ボタンを連続的に押すことによって、ジョイスティック38による患者チェア6の位置の制御をイネーブルにすることができる。変形例として、デュアルファンクションフットスイッチ8の左側フットスイッチ40を連続的に押すと、ジョイスティック38による患者チェア6の位置の制御をイネーブルにすることができる。

【0051】

多くの実施形態で、患者制御ジョイスティック38は、比例制御器である。例えば、ジョイスティックを僅かな量動かすことにより、チェアがゆっくりと動くようにすることができる。ジョイスティックを多くの量動かすと、チェアは、速く動くことができる。ジョイスティックをその最大移動限度に保持すると、チェアは、最大チェア速度で動くことができる。有効チェア速度は、患者が患者インターフェース組立体14に近づいているときに減少されることができる。

【0052】

非常時停止ボタン26を押すと、全てのレーザ出力のエミッションを停止させ、患者をシステム2に結合している真空を解除し、そして患者チェア6をディスエーブルにすることができる。停止ボタン26は、キースイッチ28に隣接した状態でシステムフロントパネル上に設けられている。

【0053】

10

20

30

40

50

キースイッチ 28 を用いると、システム 2 をイネーブルにすることができる。待機位置にあるとき、キーを取り外すことができ、するとシステムがディスエーブルになる。動作可能位置にあるとき、キーは、システム 2 への電力をイネーブルにする。

【0054】

デュアルファンクションフットスイッチ 8 は、左側フットスイッチ 40 及び右側フットスイッチ 42 を含むデュアルフットスイッチ組立体である。左側フットスイッチ 40 は、「チェアイネーブル」フットスイッチである。右側フットスイッチ 42 は、「真空 ON」フットスイッチであり、このフットスイッチは、液体光学系インターフェース吸引リングを患者の眼に固定するよう真空をイネーブルにする。レーザフットスイッチ 10 は、システムがイネーブルにある状態で押されたときに治療レーザを作動させるシュラウド付きフットスイッチである。

10

【0055】

多くの実施形態で、システム 2 は、外部通信接続部を含む。例えば、システム 2 は、当該システム 2 をネットワークに接続するネットワーク接続部（例えば、RJ45 ネットワーク接続部）を含むのが良い。ネットワーク接続部を用いると、治療報告のネットワーク印刷、システム性能ログを見るためのリモートアクセス、及びシステム診断を実施するためのリモートアクセス、をイネーブルにすることができる。システム 2 は、当該システム 2 により実施される治療のビデオを出力するために用いることができるビデオ出力ポート（例えば HDMI）を含むのが良い。出力ビデオは、例えば家族が見るため且つ / 或いは訓練のため、外部モニタ上に表示するのが良い。出力ビデオは又、例えば永久記録保存目的で記録されるのが良い。システム 2 は、例えばデータ記憶装置への治療報告のエクスポートをイネーブルにするよう、1 つ又は 2 つ以上のデータ出力ポート（例えば、USB）を含むのが良い。データ記憶装置上に記憶された治療報告は、任意適当な目的で、例えば、ユーザがネットワークを利用した印刷へのアクセス手段を持たない場合に外部コンピュータからの印刷のために、後でアクセスすることができる。

20

【0056】

図 2 は、患者眼 43 に結合されたシステム 2 の単純化されたブロック図である。患者眼 43 は、角膜 43C、水晶体 43L 及び虹彩 43I を有する。虹彩 43I は、眼 43 とシステム 2 とのアラインメントを得るために使用できる眼 43 の瞳孔を定める。システム 2 は、切断レーザサブシステム 44、レンジング（測距）サブシステム 46、アラインメント誘導システム 48、共用光学系 50、患者インターフェース 52、制御エレクトロニクス 54、制御パネル / GUI 56、ユーザインターフェース装置 58、及び、通信経路 60 を含む。制御エレクトロニクス 54 は、通信経路 60 を介して、切断レーザサブシステム 44、レンジングサブシステム 46、アラインメント誘導サブシステム 48、共用光学系 50、患者インターフェース 52、制御パネル / GUI 56、及びユーザインターフェース装置 58 に作動的に結合されている。

30

【0057】

多くの実施形態で、切断レーザサブシステム 44 は、フェムト秒（FS）レーザ技術を利用している。フェムト秒レーザ技術を用いることによって、短い持続時間（例えば、持続時間が約 10^{-13} 秒）レーザパルス（エネルギーレベルがマイクロジュール範囲にある）を厳密に合焦された箇所に送り出して組織を破壊することができ、それにより、水晶体核の超音波断片化に必要なレベルと比較して且つ長い持続時間を有するレーザパルスと比較して、必要なエネルギーレベルを実質的に減少させることができる。

40

【0058】

切断レーザサブシステム 44 は、システム 2 の構成に適した波長を有するレーザパルスを生じさせることができる。非限定的な例を挙げると、システム 2 は、1020 nm ~ 1050 nm の波長を有するレーザパルスを提供する切断レーザサブシステム 44 を使用するように構成されているのが良い。例えば、切断レーザサブシステム 44 は、1030 (±5) nm 中心波長をもつダイオード励起固体形態を有するのが良い。

【0059】

50

切断レーザサブシステム 44 は、制御及び状態調節コンポーネントを含むのが良い。例えば、かかる制御コンポーネントは、例えば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、レーザパルスを含むビームの断面空間広がりを制御するための固定アパーチャ、ビーム列のフラックス及び繰り返し率及びかくしてレーザパルスのエネルギーをモニタするための 1 つ又は 2 つ以上の電力モニタ、及びレーザパルスの伝送を可能にしたり遮断したりするためのシャッタ、のようなコンポーネントを含むのが良い。かかる状態調節コンポーネントは、レーザパルスを含むビームをシステム 2 の特性に適合させる調節可能なズーム組立体、及び、レーザパルスビームの位置及び/又は方向に関する変動性を許容してそれによりコンポーネントのばらつきのための裕度 (tolerance) を増大させながらレーザパルスを或る距離にわたって伝えるための固定光学リレー、を含むのが良い。

10

【0060】

レンジングサブシステム 46 は、眼構造の空間配置状態を 3 つの寸法方向で測定するよう構成されている。測定される眼構造としては、角膜の前面及び後面や、水晶体嚢、虹彩及び角膜縁の前方部分及び後方部分、が挙げられる。多くの実施形態で、レンジングサブシステム 46 は、光干渉トモグラフィ (OCT) 画像化を利用している。非限定的な例を挙げると、システム 2 は、780 nm ~ 970 nm の波長を用いた OCT 画像化システムを使用するよう構成されるのが良い。例えば、レンジングサブシステム 46 は、810 nm ~ 850 nm の波長の広域スペクトルを採用した OCT 画像化システムを含むのが良い。かかる OCT 画像化システムは、眼内における OCT 測定の有効深さを調節し、それにより深さが角膜の前面から水晶体嚢の後方部分までの範囲そしてこれを超える範囲にわたる眼の角膜及び眼の構造、の前方に位置する患者インターフェースの特徴を含むシステムコンポーネントの測定を可能にする、というように調節可能な基準経路長を採用するのが良い。

20

【0061】

アラインメント誘導サブシステム 48 は、システム 2 の光学コンポーネントを整列させるために用いられるレーザビームを生じさせるレーザダイオード又はガスレーザを含むのが良い。アラインメント誘導サブシステム 48 は、ドッキング及び治療中、患者の眼を位置合わせすると共に安定化するのを助けるための固視光を生じさせる LED 又はレーザを含むのが良い。アラインメント誘導サブシステム 48 は、レーザ又は LED 光源、及び、ビームを X, Y, 及び Z 方向に位置決めするために用いられるアクチュエータのアラインメント及び安定性をモニタするための検出器、を含むのが良い。アラインメント誘導サブシステム 48 は、患者の眼の画像化を可能にして患者インターフェース 52 への患者の眼 43 のドッキングを容易にするために使用できるビデオシステムを含むのが良い。ビデオシステムにより提供される画像化システムは又、GUI を介して切れ目の所在位置を方向付けるために使用できる。ビデオシステムにより提供される画像化は、更に、手技の進捗状況をモニタし、手技中における患者の眼 43 の運動 (眼球運動) を追跡し、眼の構造、例えば瞳孔及び/又は角膜縁、の所在位置及びサイズを測定するために、レーザ眼手術手技中に使用可能である。

30

【0062】

共用光学系 50 は、患者インターフェース 52 と、切断レーザサブシステム 44、レンジングサブシステム 46、及びアラインメント誘導サブシステム 48 の各々と、の間に設けられた共通伝搬経路を提供する。多くの実施形態で、共用光学系 50 は、それぞれのサブシステム (例えば、切断レーザサブシステム 44 及びアラインメント誘導サブシステム 48) からの放出光を受け取って放出光の向きを共通伝搬経路に沿って患者インターフェースに向けるためのビームコンバイナを含む。多くの実施形態で、共用光学系 50 は、各レーザパルスを焦点に集束させ又は合焦させる対物レンズ組立体を含む。多くの実施形態で、共用光学系 50 は、それぞれの放出光を 3 つの寸法方向に走査するよう動作可能な走査機構体を含む。例えば、共用光学系は、XY 走査機構体及び Z 走査機構体を含むのが良い。XY 走査機構体を用いると、それぞれの放出光を、当該それぞれの放出光の伝

40

50

搬方向を横切る２つの寸法方向に走査することができる。Ｚ 走査機構体を用いると、眼 ４３内の焦点の深さを変化させることができる。多くの実施形態で、走査機構体は、レーザダイオードと対物レンズとの間に設けられ、その結果、走査機構体は、レーザダイオードによって生じたアラインメントレーザビームを走査するために用いられるようになっている。これとは対照的に、多くの実施形態で、ビデオシステムは、走査機構体がビデオシステムにより得られた像に影響を及ぼすことがないように走査機構体と対物レンズとの間に配置されている。

【００６３】

患者インターフェース５２は、患者の眼４３の位置をシステム２に対して拘束するために用いられる。多くの実施形態で、患者インターフェース５２は、真空の作用で患者の眼 ４３に取り付けられる吸引リングを採用している。吸引リングは、例えば真空を用いて当該吸引リングを患者インターフェース５２に固定することで、患者インターフェース５２に結合される。多くの実施形態で、患者インターフェース５２は、患者の角膜の前面から鉛直に位置がずらされた後面を有する光学的に透過性の構造を含み、適当な液体（例えば、滅菌緩衝生理食塩水（ＢＳＳ）、例えばAlcon BSS（アルコン（Alcon）部品番号（３５１ ５５００５ １）又は均等物）の領域が患者インターフェースレンズ後面及び患者の角膜に接触した状態でこれらの間に配置されており、かかる適当な液体領域は、共用光学系５０と患者の眼４３との間の伝送経路の一部をなしている。光学的に透過性の構造は、１つ又は２つ以上の湾曲した表面を有するレンズ９６を含むのが良い。変形例として、患者インターフェース５２は、１つ又は２つ以上の実質的に平坦な表面、例えば平行なプレート又はウェッジ、を有する光学的に透過性の構造を含んでも良い。多くの実施形態で、患者のインターフェースレンズは、使い捨てであり、これを任意適当な間隔で、例えば各眼治療前に、交換するのが良い。

【００６４】

制御エレクトロニクス５４は、切断レーザサブシステム４４、レンジングサブシステム４６、アラインメント誘導サブシステム４８、患者インターフェース５２、制御パネル／ＧＵＩ５６及びユーザインターフェース装置５８の動作を制御すると共に通信経路６０を介してこれらからの入力を受け取ることができる。通信経路６０は、任意適当な形態で具体化でき、かかる形態としては、制御エレクトロニクス５４とそれぞれのシステムコンポーネントとの間の任意適当な共用又は専用の通信経路が挙げられる。制御エレクトロニクス５４は、任意適当なコンポーネント、例えば１つ又は２つ以上のプロセッサ、１つ又は２つ以上の書き換え可能ゲートアレイ（ＦＰＧＡ）、及び１つ又は２つ以上のメモリ記憶装置、を含むのが良い。多くの実施形態で、制御エレクトロニクス５４は、ユーザ指定の治療パラメータに従って術前計画を提供すると共にレーザ眼手術手技に対するユーザ管理を提供するよう、制御パネル／ＧＵＩ５６を制御する。

【００６５】

ユーザインターフェース装置５８は、ユーザ入力を制御エレクトロニクス５４に提供するのに適した任意適当なユーザ入力装置を含むことができる。例えば、ユーザインターフェース装置５８は、例えばデュアルファンクションフットスイッチ８、レーザフットスイッチ１０、ドッキング制御キーパッド１８、患者インターフェース無線認証（ＲＦＩＤ）リーダ２０、非常時レーザ停止ボタン２６、キースイッチ２８、及び患者チェアジョイスティック制御部３８、のような装置を含むのが良い。

【００６６】

図３Ａは、システム２に含めることができる多くの実施形態としての組立体６２を示す単純化されたブロック図である。組立体６２は、切断レーザサブシステム４４、レンジングサブシステム４６、アラインメント誘導サブシステム４８、共用光学系５０、及び患者インターフェース５２の好適な形態の非限定的な実施例であると共にこれらの統合例である。切断レーザサブシステム４４、レンジングサブシステム４６、アラインメント誘導サブシステム４８、共用光学系５０、及び患者インターフェース５２の他の形態及び統合例が可能であり、これらは、当業者には明らかである。

【 0 0 6 7 】

組立体 6 2 は、光学ビームを患者の眼 4 3 中に投射して走査するよう動作可能である。切断レーザサブシステム 4 4 は、超高速 (U F) レーザ 6 4 (例えば、フェムト秒レーザ) を含む。組立体 6 2 を用いて、患者の眼 4 3 内で、3 つの寸法方向 X、Y、及び Z において光学ビームを走査するのが良い。例えば、U F レーザ 6 4 によって生じ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、それにより光切断を焦点 (焦点ゾーン) 周りに生じさせるのが良く、それにより、光誘起プラズマの付近の組織が断裂する。組立体 6 2 では、レーザ光の波長は、8 0 0 n m から 1 2 0 0 n m まで様々であって良く、レーザ光のパルス幅は、1 0 f s から 1 0 0 0 0 f s まで様々であって良い。パルス繰り返し周波数も又、1 0 k H z から 5 0 0 k H z まで様々であって良い。非標的組織に対する意図しない損傷に関する安全限度は、繰り返し率及びパルスエネルギーに関して上限を定める。しきい値エネルギー、手技を終了させるまでの時間、及び安定性は、パルスエネルギー及び繰り返し率に関して下限を定める場合がある。眼 4 3 内、具体的には眼の水晶体及び水晶体嚢内の、合焦スポットのピーク電力は、光学破壊を生じさせると共にプラズマ媒介アブレーションプロセスを開始させるのに十分である。レーザ光については近赤外波長が好ましく、その理由は、生物学的組織中の線形光吸収及び散乱が近赤外波長について減少するからである。一例として、レーザ 6 4 は、1 2 0 k H z (± 5 %) の繰り返し率及び 1 ~ 2 0 マイクロジュール範囲の個々のパルスエネルギーで 6 0 0 f s 未満の持続時間を有するパルスを生じさせる、繰り返しパルス化 1 0 3 1 n m 装置であるのが良い。

10

20

【 0 0 6 8 】

切断レーザサブシステム 4 4 は、制御エレクトロニクス 5 4 及びユーザにより、制御パネル / G U I 5 6 及びユーザインターフェース装置 5 8 を介して制御され、それによりレーザパルスビーム 6 6 が生じる。制御パネル / G U I 5 6 は、システム動作パラメータを設定し、ユーザ入力进行处理し、集められた情報、例えば眼組織の像、を表示すると共に患者の眼 4 3 内に形成されるべき切開創の描写を表示するために用いられる。

【 0 0 6 9 】

生じたレーザパルスビーム 6 6 は、ズーム組立体 6 8 を通って進む。レーザパルスビーム 6 6 は、ユニットごとに、特に U F レーザ 6 4 が異なるレーザ製造業者から得られる場合、様々であって良い。例えば、レーザパルスビーム 6 6 のビーム直径は、ユニットごとに様々であって良い (例えば、± 2 0 % だけ)。ビームは又、ビーム品質、ビーム発散度、ビーム空間真円度、及び収差に関して、様々であって良い。多くの実施形態で、ズーム組立体 6 8 は、当該ズーム組立体 6 8 から出たレーザパルスビーム 6 6 がユニットごとに一貫したビーム直径及び発散度を有する、というように調整可能である。

30

【 0 0 7 0 】

ズーム組立体 6 8 を出た後、レーザパルスビーム 6 6 は、減衰器 7 0 を通って進む。減衰器 7 0 は、レーザビームの透過率及びかくしてレーザパルスビーム 6 6 中のレーザパルスのエネルギーレベルを調整するために用いられる。減衰器 7 0 は、制御エレクトロニクス 5 4 を介して制御される。

【 0 0 7 1 】

減衰器 7 0 を出た後、レーザパルスビーム 6 6 は、アパーチャ 7 2 を通って進む。アパーチャ 7 2 は、レーザパルスビーム 6 6 の外側の有効直径を設定する。次に、ズームは、アパーチャ存在場所のところでのビームのサイズ及びかくして透過される光の量を定める。透過光の量は、高と低の両方が定められる。上限は、眼内で達成できる最も高い開口数 (N A) を達成するための要件によって定められる。高 N A は、非標的組織についての低いしきい値エネルギー及び大きな安全マージンを促進する。下限は、高い光学スループットに関する要件によって定められる。システム内の透過損失が多すぎると、これによりシステムの寿命が短くなる。というのは、レーザ出力及びシステムが経時的に劣化するからである。加うるに、このアパーチャを通る透過量が一貫していることが、各手技に関する最適セッティングの決定 (及び共用) における安定性を促進する。典型的には、

40

50

最適性能を達成するためには、このアパーチャを通る透過量は、88%～92%に設定される。

【0072】

アパーチャ72を出た後、レーザパルスビーム66は、2つの出力ピックアップ74を通して進む。各出力ピックアップ74は、各レーザパルスの一部分をそれぞれの出力モニター76にそらすための部分反射ミラーを含むのが良い。2つの出力ピックアップ74（例えば、主要及び補助）及びそれぞれの主要及び補助出力モニター76は、主要出力モニター76の誤動作の場合に冗長性を提供するために用いられる。

【0073】

出力ピックアップ74を出た後、レーザパルスビーム66は、システム制御シャッター78を通して進む。システム制御シャッター78は、手技上及び安全上の理由でレーザパルスビーム66のオン/オフ制御を保証する。2つの出力ピックアップは、シャッターに先行して、ビームパワー、エネルギー及び繰り返し率のモニタリングをシャッターの開放のための前提条件として考慮する。

【0074】

システム制御シャッター78を出た後、光ビームは、光学系リレーテレスコープ80を通して進む。光学系リレーテレスコープ80は、レーザパルスビーム66を或る距離にわたって伝搬させる一方でレーザパルスビーム66の位置的及び方向的変動性を許容し、それによりコンポーネントのばらつきに関する裕度を増大させる。一例として、光学リレーは、アパーチャ位置の像をx y ガルボミラー位置の近くの共役位置に中継するケプラー型無焦点（アフォーカル）望遠鏡であるのが良い。この態様では、X Y ガルボ配置場所のところでのビームの位置は、アパーチャ位置のところでのビーム角度の変化に対して不変（無関係）である。同様に、シャッターは、リレーに先立つ必要はなく、リレーの後に続いて良く又はリレー内に含まれても良い。

【0075】

光学系リレーテレスコープ80を出た後、レーザパルスビーム66は、共用光学系50に送られ、共用光学系50は、レーザパルスビーム66を患者インターフェース52まで伝搬させる。レーザパルスビーム66は、ビームコンバイナ82に入射し、ビームコンバイナ82は、レーザパルスビーム66を反射する一方でレンジングサブシステム46及びアライメント誘導サブシステム（AIM）48からの光ビームを透過させる。

【0076】

ビームコンバイナ82の次に、レーザパルスビーム66は、Z テレスコープ84を通して進み続ける。Z テレスコープ84は、Z 軸に沿って患者の眼43内でレーザパルス66の合焦位置を走査するよう動作可能である。例えば、Z テレスコープ84は、2つのレンズ群（各レンズ群は、1つ又は2つ以上のレンズを含む）を有するガリレイ望遠鏡を含むのが良い。レンズ群のうちの一方は、Z テレスコープ84のコリメーション位置周りでZ 軸に沿って動く。この態様では、患者の眼43内のスポットの焦点位置は、Z 軸に沿って動く。一般に、レンズ群の動きと焦点の動きとの間には或る関係が存在する。例えば、Z テレスコープは、約2倍のビーム拡大比と、レンズ群の動きと焦点の動きとの間の1:1に近い関係と、を有するのが良い。眼座標系のZ 軸におけるレンズの動きと焦点の動きとの間に成り立つ正確な関係は、一定の線形（比例）関係である必要はない。この動きは、非線形であっても良く、モデル又は測定からの較正を介して、或いは、これら両方の組み合わせを介して、定められても良い。変形例として、焦点の位置をZ 軸に沿って調節するために他方のレンズ群をZ 軸に沿って動かしても良い。Z テレスコープ84は、患者の眼43内でレーザパルスビーム66の焦点を走査するためのZ 走査装置として機能する。Z テレスコープ84は、制御エレクトロニクス54によって自動的に且つ動的に制御されるのが良く、そして次に説明するX 及びY 走査装置とは別個独立であり又はこれと相互作用するよう選択可能である。

【0077】

Z テレスコープ84を通過した後、レーザパルスビーム66は、X 走査装置86に

10

20

30

40

50

入射し、このX 走査装置は、レーザパルスビーム66をX方向に走査するよう動作可能であり、X方向は、主としてZ軸を横切る方向であり且つレーザパルスビーム66の伝搬方向を横切る方向である。X 走査装置86は、制御エレクトロニクス54によって制御され、このX 走査装置は、適当なコンポーネント、例えば、モータ、ガルバノメータ（検流計）、又は任意の他の周知の光学可動装置、を含むのが良い。Xアクチュエータの動作の関数としてのビームの動きの関係は、一定又は線形である必要はない。この関係のモデル化若しくは較正測定又はこれら両方の組み合わせが決定され得て、これを用いてビームの所在位置を定める（方向付ける）ことができる。

【0078】

X 走査装置86によって定められた後、レーザパルスビーム66は、Y 走査装置88に入射し、このY 走査装置は、レーザパルスビーム66をY方向に走査するよう動作可能であり、Y方向は、主としてX軸及びZ軸を横切る方向である。Y 走査装置88は、制御エレクトロニクス54によって制御され、このY 走査装置は、適当なコンポーネント、例えば、モータ、ガルバノメータ（検流計）、又は任意の他の周知の光学可動装置、を含むのが良い。Yアクチュエータの動作の関数としてのビームの動きの関係は、一定又は線形である必要はない。この関係のモデル化若しくは較正測定又はこれら両方の組み合わせが決定され得て、そしてこれを用いてビームの所在位置を定めることができる。変形例として、X 走査装置86及びY 走査装置88の機能は、Z軸及びレーザパルスビーム66の伝搬方向を横切る方向の2つの寸法方向にレーザパルスビーム66を走査するよう構成されたXY 走査装置によって提供されても良い。X 走査装置86及びY 走査装置88は、レーザパルスビーム66の結果としての方向を変化させ、それにより患者の眼43内に位置するUF焦点の側方変位を生じさせる。

【0079】

Y 走査装置88によって定められた後、レーザパルスビーム66は、ビームコンバイナ90を通過する。ビームコンバイナ90は、レーザパルスビーム66を透過させる一方で、光ビームをアラインメント誘導サブシステム48のビデオサブシステム92に反射したりこのビデオサブシステム92からの光ビームを反射したりするよう構成されている。

【0080】

ビームコンバイナ90を通過した後、レーザパルスビーム66は、対物レンズ組立体94を通過する。対物レンズ組立体94は、1つ又は2つ以上のレンズを含むのが良い。多くの実施形態で、対物レンズ組立体94は、多数のレンズを含む。対物レンズ組立体94の複雑さは、走査フィールドサイズ、合焦スポットサイズ、テレセントリシティ度、対物レンズ組立体94の近位側及び遠位側の両方の有効作業距離、並びに、収差制御量によって、高められる場合がある。

【0081】

対物レンズ組立体94を通過した後、レーザパルスビーム66は、患者インターフェース52を通過する。上述したように、多くの実施形態で、患者インターフェース52は、患者の角膜の前面から鉛直に位置がずらされた後面を有する患者インターフェースレンズ96を含み、適当な液体（例えば、滅菌緩衝生理的食塩水（BSS）、例えばAlcon BSS（アルコン（Alcon）部品番号（351 55005 1）又は均等物）の領域が患者インターフェースレンズ96の後面及び患者の角膜に接触した状態でこれらの間に配置されており、かかる適当な液体領域は、共用光学系50と患者の眼43との間の伝送経路の一部をなしている。

【0082】

制御エレクトロニクス54の制御下にある共用光学系50は、照準、レンジング、及び治療走査パターンを自動的に生成することができる。かかるパターンは、光の単一スポット、光の多数のスポット、光の連続パターン、光の多数の連続パターン、及び/又はこれらの任意の組み合わせ、で構成されるのが良い。加うるに、照準パターン（以下に説明する照準ビーム108を用いる）は、治療パターン（レーザパルスビーム66を用いる）と同一である必要はないが、オプションとして、レーザパルスビーム66が患者の安全のた

めに所望の標的範囲内にのみ送り出されるという確認をもたらすべく治療パターンの限界を指示する、というように用いられるのが良い。これは、例えば、照準パターンが意図した治療パターンの輪郭を提供するようにさせることによって行われるのが良い。このように、治療パターンの空間広がり、個々のスポット自体の正確な所在位置が分からない場合であってもユーザに知られるようにすることができ、かくして、走査は、速度、効率、及び／又は精度に関して最適化される。この照準パターンは又、ユーザに対するその視認性を更に高めるために、明滅として知覚されるよう形成できる。同様に、レンジングビーム102は、治療ビーム又はパターンと同一である必要はない。レンジングビームは、標的表面を識別（特定）するのに足るほど十分でありさえすれば良い。これら表面は、角膜及び水晶体の前面並びに後面を含むのが良く、これら表面は、単一の曲率半径を有する球とみなされ得る。また、光学系は、アラインメント誘導によって共用され、ビデオサブシステムは、治療ビームによって共用されるビデオサブシステムと同一である必要はない。レーザパルスビーム66の位置決め及び性質及び／又はレーザパルスビーム66が眼43上に形成する走査パターンは、更に、患者及び／又は光学システムを位置決めするための入力装置、例えばジョイスティック又は任意他の適当なユーザ入力装置（例えば、制御パネル/GUI56）、の使用によって制御できる。

【0083】

制御エレクトロニクス54は、眼43内の標的構造を標的にすると共にレーザパルスビーム66が適当な場所に合焦されて意図しない状態で非標的組織を損傷させることがないことを保証するようにするように構成されるのが良い。本明細書において説明する画像化モダリティ及び技術、例えば上述の画像化モダリティ及び技術、又は超音波は、水晶体及び水晶体嚢の所在位置を突き止めると共にその厚さを測定するために用いられるのが良く、それによりレーザ合焦方法に高い精度をもたらすことができ、かかる方法としては、2Dパターンニング及び3Dパターンニングが挙げられる。レーザ合焦は又、1つ又は2つ以上の方法を用いることによって達成でき、かかる方法としては、照準ビームの直接観察、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、例えば上述の画像化モダリティ、及び／又はこれらの組み合わせが挙げられる。加うるに、レンジングサブシステム、例えばOCTは、患者インターフェースと関与する特徴又は観点を検出するために使用できる。特徴としては、ドッキング構造体及び使い捨てレンズの光学構造体上の基準場所、例えば、前面及び後面の所在位置が挙げられる。

【0084】

図3の実施形態で、レンジングサブシステム46は、OCT画像化装置を含む。追加的に又は代替的に、OCT画像化以外の画像化モダリティを用いることができる。眼のOCT走査は、患者の眼43内の関心のある構造の空間配置状態（例えば、境界部上の箇所の3次元座標、例えばX、Y、及びZ）を測定するために使用できる。関心のあるかかる構造としては、例えば、角膜の前面、角膜の後面、水晶体嚢の前方部分、水晶体嚢の後方部分、水晶体の前面、水晶体の後面、虹彩、瞳孔、及び／又は角膜縁が挙げられる。制御エレクトロニクス54によって、関心のある構造及び／又は適当にマッチングする幾何学的モデル化、例えば表面及び曲線、の空間配置状態を生じさせることができ及び／或いは用いることができ、それにより次のレーザ補助手術手技をプログラムすると共に制御することができる。関心のある構造及び／又は適当にマッチングする幾何学的モデル化の空間配置状態は又、手技に関連付けられた多様なパラメータ、例えば、とりわけ、水晶体嚢を切断するために用いられる焦平面の軸方向上限及び軸方向下限、水晶体皮質及び核の断片化、及び水晶体嚢の厚さ、を求めるために使用できる。

【0085】

図3のレンジングサブシステム46は、OCT光源及び検出装置98を含む。OCT光源及び検出装置98は、適当な広域スペクトルを持つ光を生成して放出する光源を含む。例えば、多くの実施形態で、OCT光源及び検出装置98は、810nm～850nmの波長の広域スペクトルを持つ光を生成して放出する。生成されて放出された光は、シングルモード光ファイバ接続部によって装置98に結合される。

【 0 0 8 6 】

ＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 から放出された光は、ビームコンバイナ 1 0 0 に通され、ビームコンバイナ 1 0 0 は、この光をサンプル部分 1 0 2 と基準部分 1 0 4 に分割する。サンプル部分 1 0 2 の大部分は、共用光学系 5 0 を通って透過される。サンプル部分の比較的僅かな部分が、患者インターフェース 5 2 及び / 又は患者の眼 4 3 から反射されて共用光学系 5 0 を通って戻り、ビームコンバイナ 1 0 0 を通って戻り、そしてＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 に入る。基準部分 1 0 4 は、調整可能な経路長を有する基準経路 1 0 6 に沿って伝えられる。基準経路 1 0 6 は、ビームコンバイナ 1 0 0 からの基準部分 1 0 4 を受け取り、この基準部分 1 0 4 を調節可能な経路長にわたって伝搬させ、そして基準部分 1 0 4 をビームコンバイナ 1 0 0 に戻すよう構成されており、ビームコンバイナ 1 0 0 は、次に、戻された基準部分 1 0 4 をＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 に向けて戻す。次に、ＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 は、サンプル部分 1 0 2 の戻っている僅かな部分及び戻っている基準部分 1 0 4 を検出組立体中に差し向ける。検出組立体は、時間領域検出技術、周波数検出技術、又は単一点検出技術を採用する。例えば、周波数領域技術は、波長が 8 3 0 nm であり且つ帯域幅が 1 0 nm のＯＣＴで用いることができる。

10

【 0 0 8 7 】

ビームコンバイナ 8 2 の次にＵＦレーザパルスビーム 6 6 といったん組み合わせられると、ＯＣＴサンプル部分ビーム 1 0 2 は、共用光学系 5 0 及び患者インターフェース 5 2 を通る当該ＵＦレーザパルスビーム 6 6 と一緒に共用経路を辿る。このように、ＯＣＴサンプル部分ビーム 1 0 2 は、一般に、ＵＦレーザパルスビーム 6 6 の所在位置を表している。ＵＦレーザビームと同様、ＯＣＴサンプル部分ビーム 1 0 2 は、Ｚ テレスコープ 8 4 を通過し、そしてＸ 走査装置 8 6 及びＹ 走査装置 8 8 によって変向され、対物レンズ組立体 9 4 及び患者インターフェース 5 2 を通り、そして眼 4 3 内に入る。眼内における構造の反射及び散乱により、戻りビームが生じ、かかる戻りビームは、患者インターフェース 5 2 を通って戻り、共用光学系 5 0 を通って戻り、ビームコンバイナ 1 0 0 を通って戻り、そしてＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 中に戻る。サンプル部分 1 0 2 の戻り反射光は、戻り基準部分 1 0 4 と組み合わせられてＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 の検出器部分中に差し向けられ、かかる検出器部分は、組み合わせられた戻りビームに応じてＯＣＴ信号を生じさせる。生じたＯＣＴ信号は、制御エレクトロニクスによって解釈され、それにより患者の眼 4 3 内の関心のある構造の空間配置状態が判定される。生じたＯＣＴ信号は又、患者インターフェース 5 2 の位置及び向きを測定すると共に患者インターフェースレンズ 9 6 の後面と患者の眼 4 3 との間に液体が存在しているか否かを判定するために、制御エレクトロニクスによって解釈されるのが良い。

20

30

【 0 0 8 8 】

ＯＣＴ光源及び検出装置 9 8 は、基準経路 1 0 6 とサンプル経路との間の光路長の差を測定する原理で働く。したがって、ＵＦレーザビームの焦点を変更するためのＺ テレスコープ 8 4 の異なるセッティングは、眼内における患者インターフェース体積部の軸方向静止表面のためのサンプル経路の長さに影響を及ぼさない。というのは、この光路長は、Ｚ テレスコープ 8 4 の異なるセッティングの関数として変化しないからである。レンジングサブシステム 4 6 は、光源及び検出方式に関連付けられた固有のＺ範囲を有し、周波数領域検出方式の場合、Ｚ範囲は、具体的には、分光計、波長、帯域幅、及び基準経路 1 0 6 の長さに関連付けられる。図 3 で用いられているレンジングサブシステム 4 6 の場合、Ｚ範囲は、水性環境内において約 4 ~ 5 mm である。この範囲を少なくとも 2 0 ~ 2 5 mm に広げるには、レンジングサブシステム 4 6 内のステージＺＥＤを介しての基準経路 1 0 6 の経路長の調節が必要である。サンプル経路長に影響を及ぼさないでＯＣＴサンプル部分ビーム 1 0 2 をＺ テレスコープ 8 4 中に通すことにより、ＯＣＴ信号強度の最適化が考慮される。これは、ＯＣＴサンプル部分ビーム 1 0 2 を標的構造上に合焦させることによって達成される。合焦ビームは、シングルモード光ファイバを通して伝送可能な戻り反射ないし散乱信号を増大させると共に、当該合焦ビームの広がり減少に起因して空間分解能を高める。サンプルＯＣＴビームの焦点の変更は、基準経路 1 0 6 の経路長の変

40

50

更とは無関係に達成できる。

【0089】

サンプル部分102（例えば、810nm～850nmの波長）及びUFレーザパルスビーム66（例えば、1020nm～1050nm波長）が共用光学系50及び患者インターフェース52を通してどのように伝搬するかにおける、例えば浸漬インデックス、屈折、収差（有色と単色の両方）のような影響に起因する基本的な差のために、OCT信号をUFレーザパルスビーム66の焦点場所に対して分析する際に注意が払われなければならない。OCT信号情報をUFレーザパルスビーム焦点場所に、そして更に相対的ないし絶対的な寸法上の量にマッチングさせるべく、X、Y、及びZの関数としての較正又は登録手順が実施され得る。

10

【0090】

OCT干渉計の構成については、多くの好適な可能性が存在する。例えば、別の好適な構成としては、時間及び周波数領域方式、シングル及びデュアルビーム方法、被掃引源等が、米国特許第5,748,898号明細書、同第5,748,352号明細書、同第5,459,570号明細書、同第6,111,645号明細書、及び同第6,053,613号明細書に記載されている。

【0091】

システム2は、水晶体囊及び角膜の前面及び後面の存在場所を突き止めてUFレーザパルスビーム66が所望の開口部のあらゆる箇所のところで水晶体囊及び角膜上に合焦されることを保証するよう、設定されるのが良い。本明細書において説明する画像化モダリティ及び技術、例えば光干渉トモグラフィ（OCT）及び例えばブルキンエ画像化、シャインブルーク画像化、共焦点又は非線形光学顕微鏡、蛍光画像化、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用いると、水晶体、水晶体囊及び角膜の、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ることができ、それにより2D及び3Dパターンングを含むレーザ合焦方法により高い精度を与えられる。レーザ合焦部は又、1つ又は2つ以上の方法を用いて達成でき、かかる方法としては、照準ビームの直接観察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、例えば上述したモダリティ及び組み合わせ（これらには限定されない）、が挙げられる。

20

【0092】

角膜、前眼房及び水晶体の光学画像化は、切断のためのパターンを作るために用いられるのと同じレーザ及び/又は同一のスキャナを用いて達成できる。光学画像化を用いると、前及び後水晶体囊の軸方向存在場所及び形状（及び厚さ）、白内障の水晶体核の境界、並びに、前眼房及び角膜の特徴の深さ、に関する情報を提供することができる。次に、この情報をレーザ3D走査システムにロードすることができ、又は、これを用いて眼の角膜、前眼房、及び水晶体の3次元モデル/表示/画像を生成できると共に、かかる情報を用いると、手術手技で用いられる切断パターンを定めることができる。

30

【0093】

照準ビームの観察は又、UFレーザパルスビーム66の焦点を位置決めするのを助けるために使用できる。加うるに、赤外OCTサンプル部分ビーム102及びUFレーザパルスビーム66に代わる裸眼で見える照準ビームは、当該照準ビームが赤外ビームパラメータを正確に表示していることを条件として、アラインメントに役立ちうる。アラインメント誘導サブシステム48は、図3に示されている組立体62に含まれる。照準ビーム108は、照準ビーム光源110、例えば630～650nm範囲のレーザダイオード、により生じる。

40

【0094】

照準ビーム光源110が照準ビーム108を生じさせると、照準ビーム108は、照準経路112に沿って共用光学系50に伝えられ、ここで、当該照準ビームの向きがビームコンバイナ114によって変えられる。ビームコンバイナ114によって偏向された後、照準ビーム108は、共用光学系50及び患者インターフェース52を通るUFレーザパ

50

ルスビーム 66 と一緒に共用経路を辿る。このように、照準ビーム 108 は、U F レーザパルスビーム 66 の存在場所を表す。照準ビーム 108 は、Z テレスコープ 84 を通り、X 走査装置 86 及び Y 走査装置 88 によって偏向され、ビームコンバイナ 90 を通り、対物レンズ組立体 94 及び患者インターフェース 52 を通り、そして患者の眼 43 中に入る。

【0095】

ビデオサブシステム 92 は、患者インターフェース及び患者の眼の像を得るよう動作可能である。ビデオサブシステム 92 は、カメラ 116、照明光源 118、及びビームコンバイナ 120 を含む。ビデオサブシステム 92 は、既定の構造周り又はその内部におけるパターン心合わせを提供するために制御エレクトロニクス 54 によって使用できる像を集める。照明光源 118 は、一般に、広帯域且つ非干渉性であるのが良い。例えば、光源 118 は、多数の LED を含むのが良い。照明光源 118 の波長は、好ましくは、700 nm ~ 750 nm であるが、照明光源 118 からの光を U F レーザパルスビーム 66、O C T サンプルビーム 102、及び照準ビーム 108 のためのビーム経路と組み合わせるビームコンバイナ 90 によって許容される波長範囲であればどのような波長範囲であっても良い(ビームコンバイナ 90 は、当該ビデオ波長を反射する一方で O C T 及び U F 波長を透過させる)。ビームコンバイナ 90 は、照準ビーム 108 の波長を部分的に透過させることができ、その結果、照準ビーム 108 は、カメラ 116 で見えるようになる。オプションとしての偏光素子が照明光源 118 の前に配置されるのが良く、かかるオプションとしての偏光素子は、信号を最適化するために用いられる。オプションとしての偏光素子は、例えば、直線偏光子、四分の一波長板、半波長板又は任意の組み合わせであるのが良い。追加のオプションとしての検光子がカメラの前に配置されるのが良い。偏光子と検光子の組み合わせは、交差直線偏光子であるのが良く、それにより、望まれていない表面、例えば対物レンズ表面、からのスペクトル反射光がなくなる一方で、標的表面、例えば眼の意図した構造、からの散乱光の通過が可能である。照明は又、照明源がビデオシステムの画像化部分の捕捉開口数の外部に位置する独立した表面に差し向けられるよう、暗視野形態内に位置するのが良い。変形例として、照明は又、明視野形態内に位置しても良い。暗視野形態と明視野形態との両方において、照明光源は、患者のための固定ビームとして使用されるのが良い。照明は又、患者の瞳孔を照明して瞳孔と虹彩との境界を強調して虹彩検出及び眼追跡を容易にするために使用できる。近赤外波長又はその帯域幅によって生じる疑似色画像は、許容可能であると言える。

【0096】

照明光源 118 からの照明光は、ビームコンバイナ 120 を通ってビームコンバイナ 90 に送られる。ビームコンバイナ 90 から、照明光は、対物レンズ組立体 94 及び患者インターフェース 52 を通って患者の眼 43 の方へ差し向けられる。眼 43 の種々の構造及び患者インターフェースから反射されて散乱された照明光は、患者インターフェース 52 を通って戻り、対物レンズ組立体 94 を通って戻り、そしてビームコンバイナ 90 に戻る。ビームコンバイナ 90 のところで、戻っている光は、ビームコンバイナ 120 に差し向けられて戻され、ここで、戻っている光の向きは、カメラ 116 の方へ変えられる。ビームコンバイナは、立方体であっても良く、板状であっても良く、又は薄膜状の要素であっても良い。ビームコンバイナは又、スパイダーミラーの形態をしていても良く、それにより、照明光は、ミラーの外部広がりを超えて伝わり、一方で、像経路は、ミラーの内側反射面で反射する。変形例として、ビームコンバイナは、スクレーパミラーの形態をしていても良く、この場合、照明光は、穴を通して伝えられ、これに対し、像経路は、穴の外側に位置するミラーの反射面で反射する。カメラ 116 は、適当な画像化装置であって良く、例えば、適当なサイズのフォーマットのシリコンを利用した検出器アレイ(これには限定されない)であって良い。ビデオレンズは、カメラの検出器アレイ上に像を結び、他方、光学素子は、それぞれ偏光制御及び波長フィルタリングを可能にする。アパーチャ又は虹彩は、画像化 N A の制御及びかくして焦点深度並びに被写界深度及び分解能を制御する。小さなアパーチャは、患者ドッキング手順を助ける大きな被写界深度という利点を提

10

20

30

40

50

供する。変形例として、照明経路とカメラ経路を切り替えることができる。さらに、照準光源 110 は、直接的には目に見えないが、ビデオサブシステム 92 を用いて捕捉されて表示できる赤外光を放出するよう構成され得る。

【0097】

図 3 B は、眼のマッピングされた治療領域を示しており、当該治療領域は、角膜、後水晶体嚢、及び角膜縁を含む。当該治療領域は、例えばレーザビーム品質、パルス幅、システム透過率、開口数、偏光、収差補正、及びアラインメントのような要因を組み込むために、コンピュータモデル化、例えば光線追跡及びフェーズド利用光学モデル化、によりマッピングされるのが良い。治療体積部は、患者インターフェースの光学的に透過性の構造体の前面から Z 軸に沿って 15 mm を超える距離にわたって延びているものとして示されており、治療体積部は、角膜及び水晶体を含み、当該水晶体の治療体積部は、前水晶体嚢、後水晶体嚢、水晶体核及び皮質を含む。治療体積部は、角膜の中心から角膜縁を超えるところまで側方に延びている。体積部の側方寸法は、角膜縁の前方に位置する Y 輪郭及び角膜縁の後方に位置する X 輪郭によって定められる。図示の治療体積部は、本明細書において説明する教示に基づいて当業者によって決定可能である。30 mm に固定された Z L 及び 20 mm に固定された Z L についての予想光学破壊の側方位置が示されている。Z 方向寸法に沿う軸線 99 に対して横方向に延びるこれら表面は、軸線 99 から離れた側方の場所のところで光学破壊をもたらすよう X ガルボ及び Y ガルボの光学走査の場所に対応している。Z L 30 mm 及び Z L 20 mm について光学破壊の走査経路の湾曲した非平面状の形状は、本明細書において説明するマッピング及びルックアップテーブルにより補正することができる。焦点の湾曲形状を光学破壊深度のワーピング（狂い）と呼ぶ場合があり、ルックアップテーブルは、例えば治療深度のワーピングを補償するよう、逆にワーピングされるが、又は違ったやり方で調節されるのが良い。加うるに、モデルからの予想に特有のワーピングは、汎用ルックアップテーブル内に組み込まれるのが良く、この予想形態からの任意の更なる誤差は、当該誤差を相殺するための補正要素の測定及び適用によって示されていて、ルックアップテーブルのワーピングと呼ばれる場合がある。

【0098】

治療領域は、システムの角膜縁の近くのビームについて実験的に求められる光学破壊についてのしきい量の約 4 倍のレーザビームエネルギーを設定するために示されている。上述の増大したエネルギー又はマージンは、ビーム系が寄与要因の所与の変動性を取り扱うことを保証する。これら寄与要因としては、エネルギー、ビーム品質、システムの透過率、及びアラインメントに関する、レーザの寿命全体にわたる劣化が挙げられる。

【0099】

角膜の表面から離れて位置する患者インターフェースの光学的に透過性の構造体の後面の配置により、図示のような治療範囲の拡大を提供することができ、多くの実施形態で、光学的に透過性の構造体は、レンズを含む。変形実施形態で、光学的に透過性の構造体の後面は、例えば角膜上に配置されるのが良く、本明細書において説明するマッピング及びルックアップテーブルを用いると、患者治療に精度の向上をもたらすことができる。

【0100】

患者インターフェースの光学的に透過性の構造体は、レンズ、プレート及びウェッジを製造するために用いられる多くの公知の光学的に透過性の材料のうちの 1 つ又は 2 つ以上、例えば、ガラス、BK 7、プラスチック、アクリル樹脂、シリカ又は溶解石英のうちの 1 つ又は 2 つ以上、を有するのが良い。

【0101】

治療体積部のコンピュータマッピングは、オプションとして、本明細書において説明する構成システムの測定値を利用するマッピングにより調節できる。

【0102】

図 4 A は、レーザ送り出しシステム 2 の可動及びセンサコンポーネント相互間の対応関係を示している。可動コンポーネントは、本明細書において説明するレーザ送り出しシステム 2 の 1 つ又は 2 つ以上のコンポーネントを含むのが良い。レーザ送り出しシステムの

可動コンポーネントは、距離 Z_L 動くことができるズームレンズ、角度量 X_m 動くことができる X ガルボミラー 96、及び角度量 Y_m 動くことができる Y ガルボミラー 88、を含むのが良い。OCTシステムの可動コンポーネントは、距離 Z_{ED} にわたり基準経路 106を動くことができるよう構成された可動OCT基準アームを含むのが良い。レーザ送り出しシステムのセンサコンポーネントは、 X 画素及び Y 画素、それぞれ $P_{ix} \times X$ 及び $P_{iy} \times Y$ 、を有するビデオカメラ、及びOCTシステムのセンサコンポーネント、例えば、本明細書において説明するスペクトル領域検出手段、を含むのが良い。ベッドを有するのが良い患者支持体は、患者 P の眼 43 をシステムのレーザシステム 2 及びシステムの軸線 99 に整列させるよう、3つの寸法方向において(3次元において)動くことができる。患者インターフェース組立体は、例えばシステム 2 及び眼 43 の軸線と整列するよう構成されたインターフェースレンズ 96 を有するのが良い光学的に透過性の構造体を含むのが良い。患者インターフェースレンズは、手術のために患者の眼 43 上に配置されるのが良く、光学的に透過性の構造体は、対物レンズ 94 から距離 162 を置いたところに配置されるのが良い。多くの実施形態で、光学的に透過性の構造体は、コンタクトレンズ光学距離 162 (以下“CLOPT”)を置いたところに配置されるレンズ 96 を含む。光学的に透過性の構造体は、厚さ 164 を有し、この厚さ 164 は、例えばコンタクトレンズ 96 の厚さを含むのが良い。コンタクトレンズ 96 を有する光学的に透過性の構造体は、眼 43 に接触することができるが、多くの実施形態で、コンタクトレンズ 168 は、隙間 168 が水晶体と角膜の頂の間に延びた状態で角膜から離隔され、その結果、コンタクトレンズ 168 の後面は、例えば生理的食塩水又は粘弾性溶液を含む溶液に接触するようになる。

【0103】

図 4B は、器械コンポーネントを眼の物理的所在位置と協調させるための、眼空間座標基準系 150 から器械座標基準系 151 までの座標基準系のマッピングの状態を示している。レーザシステム 2 は、眼 43 の物理的座標を本明細書において説明するようにコンポーネントの器械座標にマッピングすることができる。眼空間座標基準系 150 は、第 1 の X 寸法方向 152、例えば X 軸、第 2 の Y 寸法方向 154、例えば Y 軸、及び第 3 の Z 寸法方向 156、例えば Z 軸を有し、眼の座標基準系は、多くの公知の座標系、例えば極座標、円柱座標又はデカルト座標、のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含むのが良い。多くの実施形態で、基準系 150 は、 X 軸が患者上の鼻側頭方向に差し向けられ、 Y 軸が患者上の上方に差し向けられ、 Z 軸が患者上の後方に差し向けられた、右手系トリプル(三つ組)を含む。多くの実施形態で、対応の器械座標基準系 151 は、一般に器械アクチュエータに対応した第 1 の X 寸法方向 153、第 2 の Y 寸法方向 155、及び第 3 の Z 寸法方向 157 を含み、器械の座標基準系は、多くの公知の座標系、例えば極座標、円柱座標又はデカルト座標、及びこれらの組み合わせ、のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含むのが良い。

【0104】

器械座標基準系 151 は、システム 2 の 1 つ又は 2 つ以上のコンポーネントの所在位置又は存在場所に対応するのが良い。器械座標基準系 151 は、複数の器械座標基準系を含むのが良い。複数の器械座標基準系は、例えば各サブシステムについての座標基準系を含むのが良い。例えば、寸法方向 157 は、距離 Z_L 動くことができる Z テレスコープレンズの運動に対応するのが良い。寸法方向 153 は、角度量 X_m 動くことができる X ガルボミラー 86 の運動に対応するのが良く、寸法方向 155 は、角度量 Y_m 動くことができる Y ガルボミラー 88 の運動に対応するのが良い。変形例として又は組み合わせ例として、寸法方向 157 は、OCTビームについて Z テレスコープの運動に対応すると共に、基準経路 106 を距離 Z_{ED} にわたり動くよう構成された可動OCT基準アームに対応しても良く、寸法方向 153 及び寸法方向 155 は、OCTビームについてそれぞれ X ガルボミラー 86 及び Y ガルボミラー 88 の運動に対応しても良い。寸法方向 151 は、ビデオカメラの X 画素に対応するのが良く、寸法方向 153 は、ビデオカメラの Y 画素に対応するのが良い。器械座標基準系の軸は、多くのやり方のうちの 1 つ又は 2 つ以上のやり方

で互いに組み合わせ可能であり、例えば、基準経路 106 の距離 ZED にわたる OCT 基準アームの運動は、例えば距離 ZL 動くことができる Z テレスコップレンズの運動と組み合わせることができる。多くの実施形態で、レーザシステム 2 のコンポーネントの所在位置が、複数の器械座標基準系を眼 43 の座標基準系 150 にマッピングするために組み合わせられる。

【0105】

多くの実施形態で、眼座標基準系は、光路長座標系から眼の組織の屈折率に基づく眼の物理的座標にマッピングされる。一例は、測定が光学厚さに基づく OCT レンズングシステムである。光路長を光ビームが通過する材料の屈折率で除算することによって、物理的距離を得ることができる。群屈折率が、用いられ得て、ビーム列の中心波長並びに帯域幅及び分散特性を有する光の群速度を考慮に入れることができる。ビームが 2 種類以上の物体を通過する時、例えば各物質を通る光路長に基づいて、物理的距離を求めることができる。眼の組織構造及び対応の屈折率が特定され得て、光路に沿う組織構造の物理的所在位置は、光路長及び屈折率に基づいて求めることができる。光路長が 2 つ以上の組織に沿って延びている場合、各組織に関する光路長を求めることができ、そして対応の屈折率で除算されて、各組織を通る物理的距離を求めることができる。そして光路に沿う距離を例えば追加の距離と組み合わせることができ、それにより光路長に沿う組織構造の物理的所在位置を求めることができる。加うるに、光学縦列特性を考慮に入れることができる。OCT ビームが X 及び Y 方向に走査されてテレセントリック条件からの逸脱がガルボミラーの軸方向所在位置に起因して起こる時、光路長のディストーションが現実化する。これは、ファンエラー (fan error) と通称されており、モデル化が測定のいずれかにより補正することができる。

【0106】

本明細書において説明する 1 つ又は 2 つ以上の光学コンポーネント及び光源は、異なる経路長、波長、及びスペクトル帯域幅を有する場合があるので、多くの実施形態で、用いられる群屈折率は、材料並びに光ビームの波長及びスペクトル帯域幅で決まる。多くの実施形態で、光路に沿う屈折率は、材料につれて変わる場合がある。例えば、生理的食塩水は、第 1 の屈折率を有し、角膜は、第 2 の屈折率を有し、眼の前眼房は、第 3 の屈折率を有し、眼は、複数の屈折率を有する勾配型屈折率レンズを有している。これらの材料を通る光路長は、群屈折率によって支配されるが、ビームの屈折ないし曲げは、材料のフェーズ (phase) 屈折率によって支配される。フェーズ屈折率と群屈折率との両方を考慮に入れると、構造体の X、Y、及び Z 所在位置を正確に求めることができる。組織例えば眼 43 の屈折率は、本明細書において説明するように波長につれて変化する場合があるが、近似値としては、眼房水は、1.33 であり、角膜は、1.38 であり、硝子体液は、1.34 であり、水晶体は、1.36 ~ 1.41 である。この場合、水晶体の屈折率は、例えば、水晶体嚢、水晶体皮質及び水晶体核については互いに異なる場合がある。水及び生理的食塩水のフェーズ屈折率は、1030 nm の超高速レーザについては約 1.325 であり、830 nm の OCT システムについては約 1.328 である場合がある。1.339 という群屈折率は、OCT ビーム波長及びスペクトル帯域幅については 1 % のオーダで異なる。本明細書に記載される多くの実施形態は、本明細書において説明する測定及び治療システムの波長について眼の組織の屈折率及び群屈折率を算定する方法を提供する。システムの他のコンポーネントの屈折率は、本明細書において説明する教示に基づいて当業者であれば容易に求めることができる。

【0107】

図 5 A は、レンズングサブシステム 46 によって方向付けられ眼 43 の水晶体 LE 上に集束された共用光学系 50 からの光を示している。共用光学系 50 からのビーム 500 は、水晶体 LE 内の標的焦点 510 上に集束され得る。しかしながら、これに代えて、ビーム 500 は、眼 43 内の他の解剖学的場所、例えば涙液膜、角膜 CO、眼防水 AH、前水晶体嚢、水晶体皮質、水晶体皮質の前方部分、水晶体皮質の後方部分、水晶体核、後水晶体嚢、及び、硝子体液 VH、の異なる標的焦点上に集束されても良い。図 5 A は、眼 43

の虹彩 I R 及び毛様体筋 C I を示している。

【 0 1 0 8 】

多くの実施形態によれば、システム 2 のレンジングサブシステム 4 6 は、眼 4 3 の組織の屈折率を算定するために使用できる。図 5 A に示されているように、眼 4 3 は、患者インターフェース 5 2 に結合されており、患者インターフェース 5 2 は、適当な液体 5 2 a (例えば、滅菌緩衝生理的食塩水 (B S S)、例えばアルコン (Alcon) B S S (アルコン部品番号 3 5 1 5 5 0 0 5 1) 又はその均等物) を有し、この液体は、患者インターフェースの水晶体後面と患者の角膜 C O との間に配置された状態でこれらと接触関係をなし、そして共用光学系 5 0 と患者の眼 4 3 との間の伝送経路の一部を形成している。

【 0 1 0 9 】

多くの実施形態では、レンジングサブシステム 4 6 は、眼の解剖学的構造体の所定の屈折率に応じて、標的焦点 5 1 0 の所在位置を突き止める。レンジングサブシステム 4 6 又は共用光学系 5 0 のうちの 1 つ又は 2 つ以上は、共用光学系 5 0 の構成を定めてビーム 5 0 0 を標的焦点 5 1 0 上に正しく位置決めして集束させるように、共用光学系 5 0 と標的焦点 5 1 0 との間の構造体の屈折率を考慮に入れるのが良い。例えば、共用光学系 5 0 の X Y スキャン機構体及び Z スキャン機構体のうちの 1 つ又は 2 つ以上を、共用光学系 5 0 と標的焦点 5 1 0 との間の構造体の屈折率に応じて、調節するのが良い。図 5 A に示されているように、ビーム 5 0 0 を水晶体 L E 内の焦点 5 1 0 上に集束させるため、考慮に入れる必要がある解剖学的構造体及び物体としては、適当な液体 5 2 a、角膜 C O、眼防水 A H、及び水晶体 L E が挙げられる。適当な液体 5 2 a の屈折率は、既知であっても良く、或いはあらかじめ定められても良い。角膜 C O 及び眼防水 A H の屈折率は、典型的には、個人相互間でそれほどばらつきがない。しかしながら、水晶体 L E の屈折率は、個人相互間で著しいばらつきを示す場合がある。さらに、屈折率は、(同一の)水晶体 L E 内であってもばらつきを示す場合がある。レンジングサブシステム 4 6 は、最初に、例えば患者集団についての水晶体の平均屈折率に応じて水晶体 L E についての屈折率を仮定する場合がある。図 5 A に示されているように、標的焦点 5 1 0 は、実際には、実際の焦点 5 2 0 とは異なる場合がある。かくして、水晶体 L E の屈折率を算定することができ、更にレンジングサブシステム 4 6 は、算定した屈折率を考慮に入れるよう構成されているのが良い。本明細書において説明するように、標的焦点 5 1 0 と実際の焦点 5 2 0 との間の位置的差を用いると、水晶体 L E の少なくとも一部分の屈折率を求めることができる。

【 0 1 1 0 】

図 5 B は、当該種々の解剖学的構造体の屈折率を算定するための、眼 E Y の解剖学的構造体中の種々の標的焦点 5 1 0 A , 5 1 0 B , 5 1 0 C , 5 1 0 D , 5 1 0 E , 5 1 0 F , 5 1 0 G , 5 1 0 H , 5 1 0 I , 5 1 0 J , 5 1 0 K , 5 1 0 L を示している。本明細書において説明するように、レンジングサブシステム 4 6 及び共用光学系 5 0 のうちの 1 つ又は 2 つ以上を用いて、これら標的焦点の各々とこれらの対応の実際の焦点の各々との間の位置的差を求めて、眼の対応の組織構造体について屈折率を算定することができる。図 5 B に示されているように、標的焦点 5 1 0 A , 5 1 0 B は、角膜 C O 内に位置するのが良く、標的焦点 5 1 0 C , 5 1 0 D は、眼防水 A H 内又はこの縁のところに位置するのが良く、標的焦点 5 1 0 E , 5 1 0 F , 5 1 0 G は、水晶体 L E 内又はこの縁のところに位置するのが良く、標的焦点 5 1 0 H , 5 1 0 I , 5 1 0 J , 5 1 0 K , 5 1 0 L は、硝子体液 V H 内に位置するのが良い。

【 0 1 1 1 】

図 5 C は、例えば共用光学系 5 0 を調節することによって、標的焦点が垂直軸線又は Z 軸 1 5 6 に沿って変化している状態を示している。図 5 C に示されているように、標的焦点 5 1 1 は、水平軸線、例えば X 軸 1 5 2 及び Y 軸 1 5 4、に沿って変化する場合がある。例えば、標的焦点を三次元まで、即ち、X 軸 1 5 2、Y 軸 1 5 4、又は Z 軸 1 5 6 のうちの 1 本又は 2 本以上に亘って、変化させることによって、眼 E Y の解剖学的構造、例えば水晶体 L E、の三次元までの勾配屈折率プロファイルを生成することができる。本明細書において説明するレーザ眼手術システム 2 は、水晶体 L E の屈折率プロフ

ィールを適用して、標的焦点を眼の解剖学的構造体内により正確に配置することができ、それにより、より正確なレーザ切開創を得ることができる。

【 0 1 1 2 】

図 5 D は、眼 4 3 の例示の屈折率プロフィール 5 5 0 を示している。図 5 D は、プロフィール 5 5 0 を二次元として示し、すなわち、プロフィール 5 5 0 は、Y 軸 1 5 4 及び Z 軸 1 5 6 内の位置に応じた水晶体 L E の屈折率情報を含む。プロフィール 5 5 0 は、多くの実施形態では、三次元であるのが良く、このプロフィールは更に、X 軸 1 5 2 の位置に応じた水晶体 L E の屈折率情報を含む。少なくとも幾つの場合、水晶体 L E の屈折率は、水晶体 L E 内ではばらつきを示す場合がある。図 5 D に示されているように、第 1 の水晶体領域 5 6 1、第 2 の水晶体領域 5 6 3、第 3 の水晶体領域 5 6 5、第 4 の水晶体領域 5 6 7、及び第 5 の水晶体領域 5 6 9 の屈折率は、互いに異なっている場合がある。

10

【 0 1 1 3 】

図 6 は、多くの実施形態に従って標的物体の屈折率を算定する方法 6 0 0 を示すフローチャートである。

【 0 1 1 4 】

ステップ 6 1 0 では、光が標的物体内の第 1 の標的所在位置に集束される。本明細書において説明するように、集束光は、ビーム 5 0 0 を有するのが良く、第 1 の標的所在位置は、標的焦点 5 1 0 を有するのが良く、標的物体は、被験者の眼 4 3 の解剖学的構造体、例えば水晶体 L E を有するのが良い。

【 0 1 1 5 】

ステップ 6 2 0 では、標的物体の表面と第 1 の標的所在位置との間の距離が求められる。例えば、標的物体は、水晶体 L E を有するのが良く、標的物体の表面は、水晶体 L E の前方面を有するのが良い。ユーザは、レーザ眼手術システム 2 を方向付けてビーム 5 0 0 を標的焦点 5 1 0 上に集束させ得る。これに応じて、レーザ眼手術システム 2 は、標的焦点 5 1 0 の存在位置を本明細書において説明する所定の屈折率データに応じて突き止めることができる。

20

【 0 1 1 6 】

多くの実施形態では、標的焦点 5 1 0 の位置を計算するためにレーザ眼手術システム 2 により用いられる仮定の屈折率が n_{assumed} と称される場合がある。標的物体の表面、例えば水晶体 L E の前方面、と第 1 の標的所在位置、例えば標的焦点 5 1 0、との間の距離は D_{COMMAND} と称される場合がある。本明細書において説明するように、標的焦点 5 1 0 は、レーザ眼手術システム 2 及びレンジングサブシステム 4 6 が考慮に入れていない屈折のために、実際の焦点 5 2 0 と同一の位置に位置しない場合がある。標的物体の表面、即ち、水晶体 L E の前方面と実際の焦点 5 2 0 との間の距離は、 D_{ACTUAL} と称される場合がある。表面、例えば水晶体 L E の前方面と第 1 の標的所在位置、例えば標的焦点 5 1 0 との間の標的物体の実際の屈折率は、 n_{actual} と称される場合がある。多くの実施形態では、 D_{ACTUAL} は、次の方程式、即ち、 $D_{\text{ACTUAL}} = D_{\text{COMMAND}} \times (n_{\text{actual}} / n_{\text{assumed}})$ に従って、 D_{COMMAND} に関連している。

30

【 0 1 1 7 】

ステップ 6 3 0 では、ビーム経路のピーク強度所在位置が光学干渉信号により突き止められる。例えば、レンジングサブシステム 4 6 は、軸線、例えば垂直軸線又は Z 軸に沿って標的焦点 5 1 0 を通るビーム経路の強度を測定することができ、この経路に沿うピーク強度の所在位置を求めることができる。このピーク強度所在位置は、実際の焦点 5 2 0 の所在位置に一致している場合がある。

40

【 0 1 1 8 】

ステップ 6 4 0 では、標的物体の表面と突き止められたビーム経路ピーク強度所在位置との間の距離が求められる。多くの実施形態では、光学コヒーレンストモグラフィ (OCT) システムを用いて、ビーム経路の強度が求められる。標的物体の表面、例えば水晶体 L E の前方面と突き止められたビーム経路ピーク強度所在位置との間の距離が、 D_{OCT} と称される場合がある。光は、これが標的物体を通して伝わって OCT システムにより読

50

み取られるときに屈折する場合があるので、OCTシステムは、 n_{assumed} と呼ばれる場合がある仮定の屈折率を用いて、当該屈折を考慮に入れるのが良い。多くの実施形態では、 D_{OCT} は、次の方程式、即ち、 $D_{\text{OCT}} = D_{\text{ACTUAL}} \times (n_{\text{actual}} / n_{\text{assumed}})$ に従って、 D_{ACTUAL} に関連している。

【0119】

ステップ650では、標的物体表面と第1の標的所在位置との間の標的物体の屈折率がステップ620及びステップ640からの求められた距離に応じて算定される。多くの実施形態では、この屈折率は、標的物体表面と第1の標的所在位置との間の物体の平均屈折率を含む。当該屈折率を求めるため、次の関係式又は方程式、即ち、 $D_{\text{ACTUAL}} = D_{\text{COMMAND}} \times (n_{\text{actual}} / n_{\text{assumed}})$ 、及び $D_{\text{OCT}} = D_{\text{ACTUAL}} \times (n_{\text{actual}} / n_{\text{assumed}})$ が適用される。後ろの方程式の D_{ACTUAL} を前の方程式の均等値で置き換えると、次の方程式、即ち、 $D_{\text{OCT}} = D_{\text{COMMAND}} \times (n_{\text{actual}} / n_{\text{assumed}})^2$ が得られる。次に、 n_{actual} 、即ち標的物体表面と第1の標的所在位置との間の標的物体の屈折率が、書き換えられた方程式、即ち、 $n_{\text{actual}} = n_{\text{assumed}} \times \text{sqrt}(D_{\text{OCT}} / D_{\text{COMMAND}})$ の使用により計算され得る。算定された屈折率は、眼の水晶体の領域にマッピングされるのが良い。

【0120】

ステップ660では、上述のステップ610～650が第2の標的所在位置について繰り返し実施されるのが良い。第2の標的所在位置は、同一の標的物体内に位置しても良く、異なる標的物体内に位置しても良い。また、ステップ620及びステップ640のための基準位置として標的物体の表面を用いるのではなく、ステップ620及びステップ640のための基準点として第1の標的所在位置を用いても良い。本明細書において開示するように、標的物体例えば水晶体LE内の複数の場所の屈折率を測定すると、例えば図5Dに示されているように、標的物体の屈折率プロフィールを求めることができる。

【0121】

当業者であれば理解するように、方法600の上記ステップは、例示である。これらステップの順序を変えても良く、1つ又は2つ以上のステップを変更しても良く、追加しても良く、或いは省いても良く、これらのことは、本発明の範囲から逸脱することを意味しない。レーザ眼手術システム2のプロセッサシステムは、方法600の1つ又は2つ以上のステップを実施する命令を具体化する有体的媒体を含むのが良い。方法600に続き、種々の外科的処置のうちの1つ又は2つ以上を眼に対して実施するのが良い。かかる眼外科的処置としては、1つ又は複数の測定屈折率に応じた白内障手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた網膜手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた硝子体網膜手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた緑内障手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた屈折異常眼手術、1つ又は複数の測定屈折率に応じた角膜手術、及び1つ又は複数の測定屈折率に応じた多くの他の眼手術手技、が挙げられる。

【0122】

次に、眼の解剖学的構造体の屈折率測定の一例が提供される。

【0123】

図7は、種々の所望の焦点のための眼の種々の解剖学的構造体を通る種々のビーム経路の強度グラフ700である。ビーム経路強度プロフィールは、レンジングサブシステム46から測定することができ、レンジングサブシステム46は、光学コヒーレンストモグラフィ(OCT)システムを含むのが良い。強度グラフ700は、第1のビーム経路強度プロフィール701、第2のビーム経路強度プロフィール702、第3のビーム経路強度プロフィール703、第4のビーム経路強度プロフィール704、第5のビーム経路強度プロフィール705、第6のビーム経路強度プロフィール706、第7のビーム経路強度プロフィール707、第8のビーム経路強度プロフィール708、第9のビーム経路強度プロフィール709、及び第10のビーム経路強度プロフィール710を示している。各ビーム経路強度プロフィールは、眼の水晶体内の1つの標的焦点に対応し得て、より大きな番号がつけられたビーム経路強度プロフィールは、眼の水晶体内のより深い標的焦点に対応している。例えば、第10のビームプロフィール710に対応した標的焦点は、第9

のビームプロファイル 709 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 8 のビームプロファイル 708 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 7 のビームプロファイル 707 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 6 のビームプロファイル 706 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 5 のビームプロファイル 705 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 4 のビームプロファイル 704 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 3 のビームプロファイル 703 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 2 のビームプロファイル 702 に対応した標的焦点よりも深いのが良く、この標的焦点は、第 1 のビームプロファイル 701 に対応した標的焦点よりも深いのが良い。これらビーム経路強度プロファイルの各々は、第 1 の高強度帯 750 及び第 2 の高強度帯 755 を含み得る。多くの実施形態では、第 1 及び第 2 の高強度帯 750, 755 は、眼の 1 つ又は 2 つ以上の解剖学的構造体の表面からの反射を含む。例えば、第 1 の高強度帯 750 は、角膜の前方面からの反射を含み得て、第 2 の高強度帯 755 は、角膜の後方面からの反射を含み得る。

【0124】

第 1 のビーム経路強度プロファイル 701 は、ピーク強度帯 711 を含み得て、このピーク強度帯は、第 1 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 2 のビーム経路強度プロファイル 702 は、ピーク強度帯 712 を含み得て、このピーク強度帯は、第 2 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 3 のビーム経路強度プロファイル 703 は、ピーク強度帯 713 を含み得て、このピーク強度帯は、第 3 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 4 のビーム経路強度プロファイル 704 は、ピーク強度帯 714 を含み得て、このピーク強度帯は、第 4 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 5 のビーム経路強度プロファイル 705 は、ピーク強度帯 715 を含み得て、このピーク強度帯は、第 5 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 6 のビーム経路強度プロファイル 706 は、ピーク強度帯 716 を含み得て、このピーク強度帯は、第 6 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 7 のビーム経路強度プロファイル 707 は、ピーク強度帯 717 を含み得て、このピーク強度帯は、第 7 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 8 のビーム経路強度プロファイル 708 は、ピーク強度帯 718 を含み得て、このピーク強度帯は、第 8 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得る。第 9 のビーム経路強度プロファイル 709 は、第 9 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得るピーク強度帯（図示せず）を含み得る。第 10 のビーム経路強度プロファイル 710 は、第 10 の標的焦点上に集束されたビームの焦点に対応し得るピーク強度帯を含み得る。

【0125】

以下の実施例では、2 つの箇所相互間の眼の水晶体 LE の平均屈折率を強度グラフ 700 に応じて計算することができる。第 2 のビーム経路強度プロファイル 702 のピーク強度帯 712 は、8.8 mm の距離のところに位置している。第 8 のビームプロファイル 708 のピーク強度帯 718 は、12.25 mm の距離のところに位置している。2 つのピーク強度帯 712, 718 相互間の距離又は差は、従って、3.45 mm である。本明細書において説明するように、3.45 mm というこの距離が、 D_{OCT} とみなされる。第 2 のビーム経路強度プロファイル 702 の標的焦点と第 8 のビーム経路強度プロファイル 708 の標的焦点との間の距離、即ち $D_{COMMAND}$ は、3 mm である。すなわち、レーザ眼手術システム 2 が 2 つの焦点を 3 mm だけ変化させるよう指令された場合、レーザ眼手術システム 2 のレンジングサブシステム 46 は、この距離を 3.45 mm として検出する。本明細書において説明するように、眼の水晶体の屈折率を仮定するのが良い。この実施例では、仮定の屈折率、即ち $n_{assumed}$ は、1.3388 であるとみなされる。本明細書において説明するように、実際の平均屈折率は、方程式 $n_{actual} = n_{assumed} \times \sqrt{D_{OCT} / D_{COMMAND}}$ を用いて、上述の変数に応じて計算することができる。この実施例では、 n_{actual} 、即ち第 2 のビーム経路強度プロファイル 702 及び第 8 のビーム経路強度プロファイル 708 の標的焦点相互間の平均屈折率は、 $1.3388 \times \sqrt{3.45}$

10

20

30

40

50

/ 3)、即ち 1 . 4 3 5 7 である。本明細書において説明するように、眼の水晶体 L E 及び眼の他の構造体の屈折率は、ばらつきを示す場合があり、眼の水晶体 L E 及び眼の他の構造体の屈折率プロフィールを生成することによって、レーザ眼手術システム 2 は、切開創をより一層正確に配置するために、レーザビーム焦点を眼内により一層正確に配置することができる。

【 0 1 2 6 】

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は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、当業者には多くの変形、変更、及び置換が明らかである。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採用することができる。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。

10

【 図 1 】

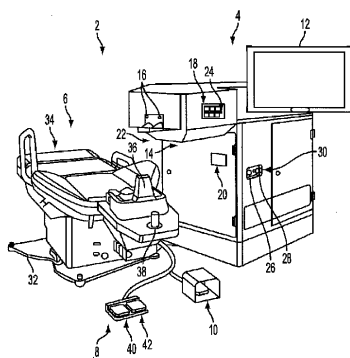


FIG. 1

【 図 2 】

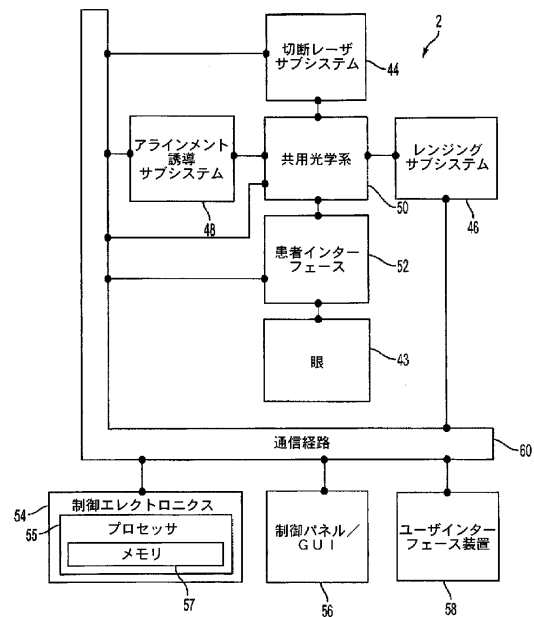


FIG. 2

【図 3 A】

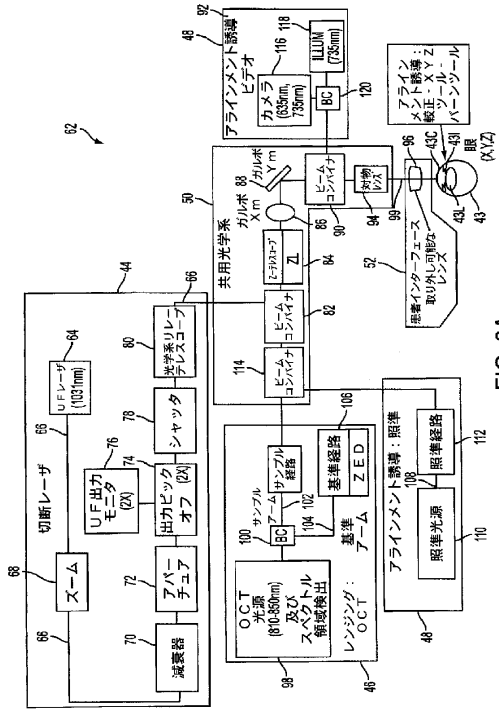


FIG. 3A

【図 3 B】

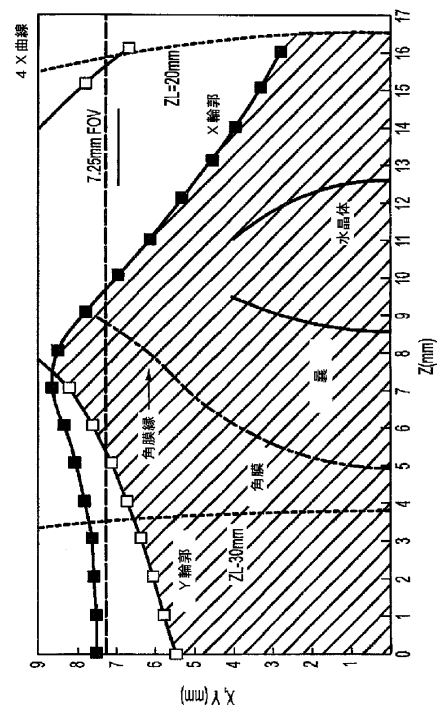


FIG. 3B

【図 4 A】

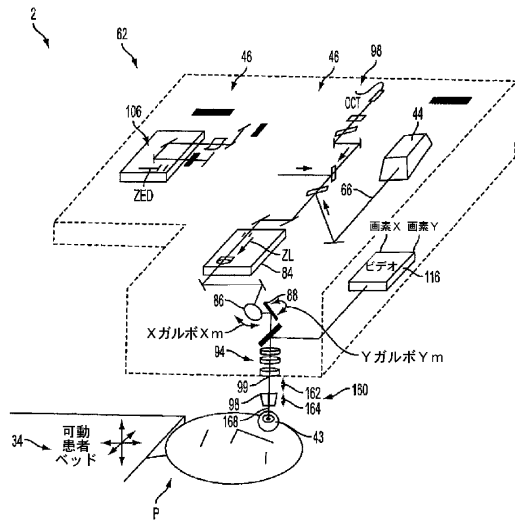


FIG. 4A

【図 4 B】

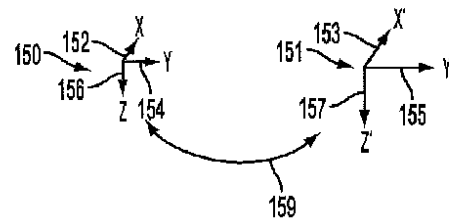


FIG. 4B

【 図 5 A 】

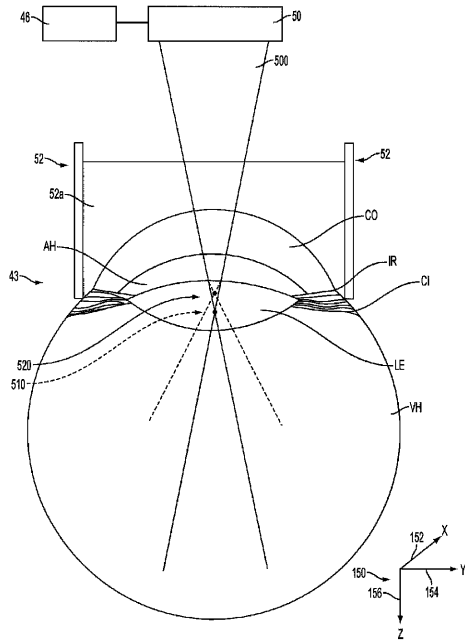


FIG. 5A

【 図 5 B 】

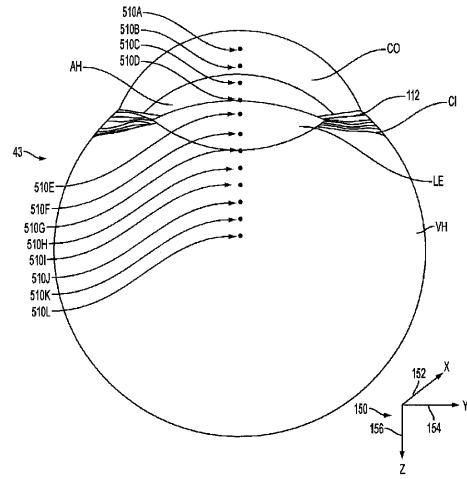


FIG. 5B

【 図 5 C 】

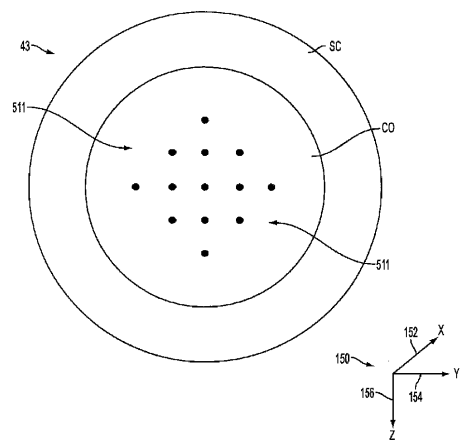


FIG. 5C

【 図 5 D 】

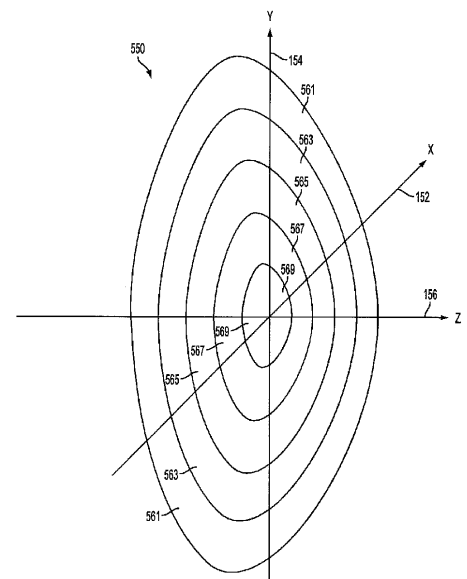


FIG. 5D

【図 6】

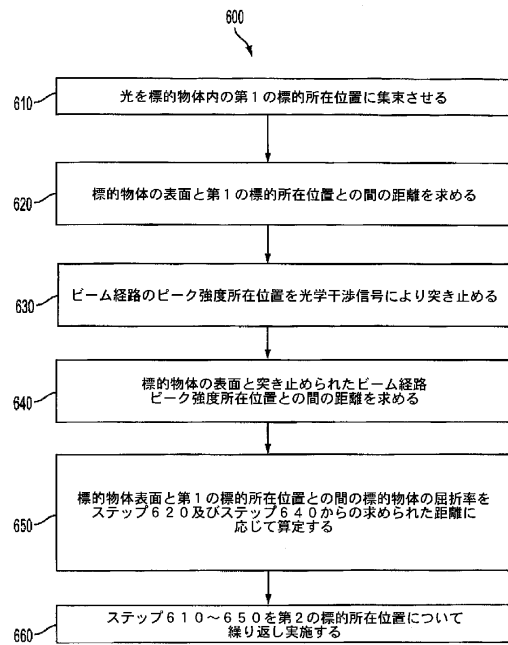


FIG. 6

【図 7】

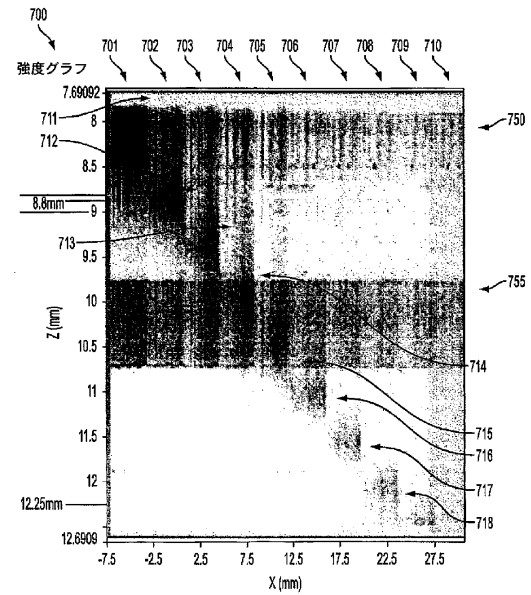


FIG. 7

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2011-502585(JP,A)
特表2013-517844(JP,A)
特表2013-520236(JP,A)
特開2003-052632(JP,A)
特表2012-521237(JP,A)
米国特許出願公開第2005/0203422(US,A1)
米国特許出願公開第2006/0206102(US,A1)
米国特許出願公開第2013/0165911(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00-3/18
A61F 9/008