

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3789960号  
(P3789960)

(45) 発行日 平成18年6月28日(2006.6.28)

(24) 登録日 平成18年4月7日(2006.4.7)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 F 9/00 (2006.01)**  
 A 6 1 F 9/00 5 7 0  
 A 6 1 F 9/00 5 1 0

請求項の数 14 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平7-208238                  (22) 出願日 平成7年8月15日(1995.8.15)                  (65) 公開番号 特開平8-66421                  (43) 公開日 平成8年3月12日(1996.3.12)                      審査請求日 平成14年7月29日(2002.7.29)                  (31) 優先権主張番号 08/292433                  (32) 優先日 平成6年8月18日(1994.8.18)                  (33) 優先権主張国 米国(US)                  (31) 優先権主張番号 08/404244                  (32) 優先日 平成7年3月15日(1995.3.15)                  (33) 優先権主張国 米国(US)</p>	<p>(73) 特許権者 390032414                      カールツァイスースチフツング                      CARL-ZEISS-STIFTUNG                      ドイツ連邦共和国 ハイデンハイム アン                      デア プレンツ (番地なし)                      D-89518 Heidenheim                      an der Brenz、BRD                  (74) 代理人 100061815                      弁理士 矢野 敏雄                  (74) 代理人 100094798                      弁理士 山崎 利臣                  (72) 発明者 ジェイ ウェイ                      アメリカ合衆国 カリフォルニア フリモ                      ント インディアン ヒル プレイス 3                      97                      最終頁に続く</p>
---	--

(54) 【発明の名称】 眼科手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

可動の内部焦点調節レンズ(150)を有する眼科手術用顕微鏡(100)と、  
 目(1000)内の特定の層から反射された光に対応する検出信号を供給するための光学干渉性断層(OCT)撮影装置(200)と、

前記光学干渉性断層(OCT)撮影装置からの光学出力を眼科手術用顕微鏡の中に内部結合する手段と、

前記光学干渉性断層撮影装置からの検出信号出力を解析する解析手段(285, 295, 210)を有する眼科手術装置において、

内部焦点調節レンズ(150)は、光学干渉性断層(OCT)撮影装置からの、解析され 10  
 た検出信号に応答して動かされ、眼科手術用顕微鏡(100)は自動焦点調節され、該自動焦点調節により、眼科手術用顕微鏡(100)は、目(1000)の特定の層の位置で焦点調節されることを特徴とする眼科手術装置。

【請求項2】

内部結合手段が、

光学干渉性断層撮影装置からの光学出力をラスタ走査するラスタ走査手段と、

前記光学干渉性断層撮影装置からの光学出力を、ラスタ走査手段の中に形成されている中間像へ転送するリレーレンズ手段と、

前記中間像を眼科手術用顕微鏡の対物レンズに転送する走査レンズ手段とを具備し、前記中間像は、走査レンズ手段の後側焦点の近くに形成されていることを特徴とする請求項 20

1 に記載の眼科手術装置。

【請求項 3】

走査レンズ手段は、ラスト走査手段からの走査された出力の主光線が、前記走査レンズ手段と眼科手術用顕微鏡の対物レンズとの間で実質的に平行光線であるように配置されていることを特徴とする請求項 2 に記載の眼科手術装置。

【請求項 4】

ラスト走査手段が、可動の 2 つの鏡を有することを特徴とする請求項 3 に記載の眼科手術装置。

【請求項 5】

解析手段 ( 2 8 5 , 2 9 5 , 2 1 0 ) が、

( a ) 長手方向軸線に沿って対象体を走査するように光学干渉性断層撮影装置を 작동する手段と、

( b ) 前記光学干渉性断層撮影装置からの検出信号出力を検査する手段と、

( c ) 顕微鏡の前記内部焦点調節レンズを駆動するために自動焦点信号を電動機手段に送信する手段とを有することを特徴とする請求項 2 に記載の眼科手術装置。

【請求項 6】

前記検査手段が、

( a ) 検出信号を表示する手段と、

( b ) ユーザ入力を受信する手段と、

( c ) 前記ユーザ入力に应答して自動焦点信号を前記電動機手段に送信する手段とを有することを特徴とする請求項 5 に記載の眼科手術装置。

【請求項 7】

前記解析手段が、光学干渉性断層撮影装置からの検出信号出力の 1 つ以上の数の最大値を検出する手段と、1 つ以上の数の前記最大値のうち少なくとも 1 つの最大値に应答して自動焦点信号を前記電動機手段に送信する手段とを有することを特徴とする請求項 5 に記載の眼科手術装置。

【請求項 8】

前記解析手段がコンピュータ手段を有し、該コンピュータ手段が、1 つ以上の最大値の間の距離を求める手段を有することを特徴とする請求項 7 に記載の眼科手術装置。

【請求項 9】

前記光学干渉性断層撮影装置からの光学出力をラスト走査するラスト走査手段と、

( a ) 長手方向軸線に沿って眼房を走査するように光学干渉性断層撮影装置を 작동し、

( b ) 前記光学干渉性断層撮影装置からの検出信号出力を解析し、

( c ) 前記眼房の表面の輪郭マップを提供する

解析手段とを有する請求項 1 に記載の眼科手術装置。

【請求項 10】

検出信号を解析する解析手段が、

( a ) 前記検出信号の 1 つ以上の最大値を検出する手段と、

( b ) 1 つ以上の前記最大値を眼房の 1 つ以上の表面に対応させる手段と、

( c ) 1 つ以上の前記表面の輪郭マップを提供する手段

を有することを特徴とする請求項 9 に記載の眼科手術装置。

【請求項 11】

前記解析手段が、少なくとも 2 つの表面の間の距離を求める手段を有することを特徴とする請求項 10 に記載の眼科手術装置。

【請求項 12】

前記解析手段が、1 つ以上の表面のうち少なくとも 1 つの表面を表す曲率分布を求める手段を有することを特徴とする請求項 10 に記載の眼科手術装置。

【請求項 13】

前記解析手段が、輪郭を表示する手段を有することを特徴とする請求項 10 に記載の眼科

10

20

30

40

50

科手術装置。

【請求項14】

前記内部連結手段が、  
 光学干渉性断層撮影装置からの光学出力をラスタ走査するラスタ走査手段と、  
 前記光学干渉性断層撮影装置からの光学出力を、前記ラスタ走査手段の中に形成されている中間像へ転送するリレーレンズ手段と、  
 前記中間像を眼科手術用顕微鏡の対物レンズに転送する走査レンズ手段とを有し、前記中間像が、前記走査レンズ手段の後側焦点の近くに形成されることを特徴とする請求項9に記載の眼科手術装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光学干渉性断層撮影により補助されている手術装置に関し、このような装置には例えば、(a)例えば白内障に使用するために後方眼内レンズ被膜に自動焦点調節し、例えば屈折手術に使用するためにインライン角膜局所解剖学測定を行う光学干渉性断層撮影ユニットと、(b)例えば露出時間及び焦点サイズ及びレーザパワー等のレーザパラメータを制御する光学干渉性断層撮影ユニットを有するレーザ手術装置とがある。

【0002】

【従来技術】

公知のように、白内障手術は、眼から不透な眼内レンズを除去する眼科手術である。この手術では、眼内レンズが除去された後、人工眼内レンズを移植して、患者の視力を回復しなければならない。手術の間に使用される眼科手術用顕微鏡が、手術の間に眼内レンズ被膜に自動焦点調節する能力を有することが望ましく、この能力は、不透明な眼内レンズの大部分が除去された後にはとりわけ重要である。不透明な眼内レンズの大部分が、除去された後、少量の白内障残留物が、光学的に透明な眼内レンズ被膜に残ることがある、何故ならば眼内レンズ被膜は透明であるので、このような残留物は、見分けるのが困難であるからである。公知のように、このような残留物を完全に除去することが重要である、何故ならば眼内レンズ嚢にあるいかなる残留物も、新しい白内障の核として作用するからである。眼科手術用顕微鏡を自動焦点調節する従来装置、例えば1994年2月22日に発行された米国特許第5288987号明細書に開示されている従来装置等は、対象体から散乱された光の強度を検出及び測定することを基礎としている。しかし、このような自動焦点調節装置は、不利である、何故ならば例えば後方眼内レンズ被膜等の光学的に透明な媒体に焦点調節することは困難である、何故ならばこの媒体からの反射は、正反射であり微弱であるからである。

20

30

【0003】

このような理由から、このような技術において、白内障手術に使用するために後方眼内レンズ被膜に自動焦点調節できる眼科手術用顕微鏡が、必要となる。

【0004】

公知のように、非正視手術は、その主目的として、角膜の屈折力を調整するために角膜を切開することにより非正視(屈折異常)を修正する手術である。角膜形状の手術的操作は、頂上から縁まで前方角膜曲率を測定する正確かつ精密な方法を必要とする。従来、角膜の中心の曲率の測定は、通常、角膜曲率計を使用して行い、角膜局所解剖学的なより正確な測定のためには、通常、ホト角膜検影法又はビデオ角膜検影法を利用する。

40

【0005】

現在の角膜局所解剖学的測定装置は、大部分、ブラシード円板を基礎とする角膜鏡である。このような装置では、一連の同心円が、円錐形ハウジングの上に配置され、これにより、角膜から反射された像は、空間の中で実際の上で平面的である。次いで、リングの配置が解析されて、角膜の局所解剖学が求められる。このタイプの従来装置は、論文"人間の角膜の輪郭を求める新装置及び方法"(G. Townsley著, Contacto誌, 11(4), 1967, 72~81頁)に説明されている。このようなビデオ角膜鏡

50

は、次の欠点を有する。すなわち、(a) 角膜の半径が小さい(約8mm)ことに起因して、制限された数のリングしか、角膜の上で分解されない(通常、測定できる輪郭は、角膜の上で0.8~1.1mmの直径の領域に制限される)ことと、(b) リングの間に関する情報が得られないことと、(c) リングを用いることに起因して、インライン測定が、眼科手術用顕微鏡と組合せて使用する場合に困難であることとである。論文"角膜曲率測定法と、ホト検影法と、校正されたスチールボールの上での角膜モデリングとの正確度及び精度"(S. B. Hannush及びL. Crawford及びG. O. Waring III及びM. C. Gemmill及びM. J. Lynn及びA. Nizam著, Arch Ophthalmol誌, Vol. 107, 1989年8月, 1235~1239頁)は、これらの従来技術の方法及び装置の比較を記載している。

10

## 【0006】

別の角膜局所解剖学的測定装置は、最近、PAR Microsystem Co.により開発された。この装置は、角膜局所解剖学的に測定するためにラスタ写真測量を利用する。この装置では、格子パターンが、角膜に投影される。次いで、格子パターンは、オフセット角度から目視され結像される。最後に、格子パターンの中のそれぞれの離散点で角膜の隆起が、投影された格子パターンと、その幾何学的形状とを用いて計算される。この装置は、論文"内部操作形ラスタ写真測量-PAR角膜局所解剖学的システム"(M. W. Berlin著, J. Cataract Refract Surg誌, Vol. 19, 補足, 1993年, 188~192頁)に説明されている。角膜局所解剖学的測定は、この装置では困難である、何故ならば、投影された格子パターンの像の中の制限された数の点しか、像光学装置により分解されないからである。

20

## 【0007】

公知のように、後方角膜表面は、角膜の全屈折力の約-14%寄与するので、いくつかの場合、前方角膜局所解剖学は、それ自身では、屈折手術に使用するために十分な情報を提供しない。この理由から、現在の角膜局所解剖学的測定では得られない精度で角膜局所解剖学的測定を得ることが、なお重要となる。

## 【0008】

前述の理由から、この技術において、屈折手術で使用するためにインライン形角膜局所解剖学的測定を行うことができる眼科手術用顕微鏡が必要となる。

## 【0009】

最近、新型の眼科測定装置、すなわち、光学干渉性断層撮影装置が、開示され、この装置は、前述の従来の眼科測定装置に比して有利である。光学干渉性断層撮影装置は、白色干渉法の原理を基礎とする領域測定のための短い干渉性光源を使用する。光学干渉性断層撮影は、最近、いくつかの眼科用途での使用を提案された。例えば、このような提案が、論文"光学干渉性断層撮影によるインピボに眼前部のミクロン分解能結像"(J. A. Izatt及びM. R. Hee及びE. A. Swanson及びC. P. Lin及びD. H. Huang及びJ. S. Schuman及びC. A. Puliafito及びJ. G. Fujimoto著, 1994年, 12~24頁)で行われた。この論文が開示する光学干渉性断層撮影は、光ファイバ技術と、超光発光レーザダイオード源とを利用し、この光学干渉性断層撮影装置は、10~20 $\mu$ mの空間的分解能で眼内構造を結像するスリットランプ生体顕微鏡によりインターフェースされている。

30

40

## 【0010】

この論文が開示する光学干渉性断層撮影装置は、(a) 眼の横断面輪郭寸法、光学散乱、角膜の中の構造と、(b) 前方アングル領域と、(c) 虹彩と、(d) 水晶体との直接的なミクロン分解能測定を提供する。この論文は、更に、(a) 後方角膜表面からレンズ前方被膜までの目視軸線に沿っての距離として定義されている前眼房深度と、(b) 角膜の後方表面と前方表面との曲率の曲率半径と、(c) 角膜屈折力と、(d) 例えば厚さ等の角膜寸法とを測定する光学干渉性断層撮影装置の使用を開示している。この論文は、更に、光学干渉性断層撮影装置が、小コストのダイオードレーザ源と光ファイバ移植とを用いて、既存の眼科器具と適合可能であることを開示している。最後に、この論文は、光学

50

干渉性断層撮影の潜在的な医療用途のための次の提案を行っている、すなわち、(a) 角膜と前方アングル領域と虹彩との病理を解明するためと、眼内質量すなわち腫瘍を識別及び監視するためとに用いる全前眼房の横断面像を提供することと、(b) 前眼房深度及び角膜曲率及び角膜屈折力を測定することと、(c) 角膜の厚さの変動と、角膜病理の量的解析のための角膜支質の中の散乱の分布とを示す高分解能を提供することとである。

【0011】

公知のように、レーザーは、眼の手術において種々の用途に使用され、その多分最も重要な用途は、網膜の光凝固と、角膜の光剥離とである。このような用途では、レーザー光線は、眼組織と相互作用し、この組織の構造的及びトポロジック的变化を発生する。このような用途では、通常、CCDマイクロチップインターフェースにより、又は、眼科手術用生体顕微鏡を有する双眼鏡アイピースによりビデオモニターで視覚的にこのような組織変化を監視することを行う。しかし、従来のCCD画像は、2つの基本的理由により制限される。従来のCCD画像が制限されている第1の理由は、CCD画像は、組織表面の画像しか提供しないことにある。例えば黄斑孔のレーザー治療においては、視力機能を不必要に損なうことを回避するために明確に定義された領域に組織凝固を制限する必要があるにもかかわらず、高度に灌流されたコロイド層の出血を回避するために組織凝固の深さを制限する必要もある。組織変化の深さを制限する必要性を示す別の例は、光屈折手術のためのレーザー剥離の間に角膜の内皮層の損傷を回避する必要がある。従来のCCD画像が、制限されている第2の理由は、この画像が、レーザーパワー及び露出時間及びスポットサイズを基礎として組織変化を制御する量的方法を提供しないことにある。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

前述の理由から、レーザー治療の間に組織変化の程度を制御し、レーザーパワー及び露出時間及びスポットサイズを基礎にして組織変化を制御する、レーザー治療に使用するための装置が必要である。

【0013】

本発明の課題は、眼科手術による治療の間に組織変化の程度を制御する眼科手術装置を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】

本発明によると、この課題は、可動の内部焦点調節レンズを有する眼科手術用顕微鏡と、目内の特定の層から反射された光に相応する検出信号を供給するための光学干渉性断層(OCT)撮影装置と、光学干渉性断層(OCT)撮影装置からの光学出力を眼科手術用顕微鏡の中に内部結合する手段と、光学干渉性断層撮影装置からの検出信号出力を解析する解析手段を有する眼科手術装置において、内部焦点調節レンズは、光学干渉性断層(OCT)撮影装置からの、解析された検出信号に応答して動かされ、眼科手術用顕微鏡は自動焦点調節され、該自動焦点調節により、眼科手術用顕微鏡は、目の特定の層の位置で焦点調節されることにより解決される。

【0015】

本発明の1つの実施例は、眼科手術用顕微鏡を有し、この顕微鏡は、内部的に、光学干渉性断層撮影装置と組合され、自動焦点調節は、光学干渉性断層撮影装置からの信号出力により眼科手術用顕微鏡の電動機駆動形内部焦点調節レンズを駆動することにより実現される。本発明の1つの実施例では、視界の1つ特定の対象体、例えば後方レンズ被膜が、重要となった場合はいつでも、光学干渉性断層撮影装置は、眼の長手方向軸線に沿って前眼房を走査し、これにより、特定の対象体に関する位置情報を提供する。次いで、光学干渉性断層撮影装置は、特定の対象体に眼科手術用顕微鏡を自動焦点調節するために、電動機駆動形内部焦点調節レンズを駆動するために位置信号を出力する。

【0016】

本発明の別の1つの実施例では、前眼房のインライン角膜断層撮影測定が、例えば2つの走査電動機を有する走査装置等の走査装置を用いて行われ、これにより、角膜のラスタ

10

20

30

40

50

横方向光学干渉性断層撮影走査が、長手方向光学干渉性断層撮影走査と組合されて得られる。この走査の結果は、次のデータを提供するためにコンピュータにより解析される、すなわち、これらのデータとは、(a)前方角膜表面輪郭と、(b)後方角膜表面輪郭と、(c)角膜の厚さとである。容易に分かるように、このような輪郭は、3次元輪郭である。これらのデータは、屈折手術の間に角膜屈折力のインライン及びオンライン監視を提供するために用いられる。

【0017】

本発明では、眼科手術用顕微鏡の実施例では、手術の間に直接に目視するためにアイピースと、CCDカメラとが、設けられている。光学干渉性断層撮影装置は、眼科手術用顕微鏡と内部的に組合されているので、有利には、顕微鏡対物レンズの作業距離は、維持される。

10

【0018】

本発明の別の1つの実施例は、レーザデリベリ光学系を有し、このレーザデリベリ光学系は、光学干渉性断層撮影装置と組合せられ、この場合、レーザ治療の間の組織変化の程度は、レーザデリベリ光学系を制御するために光学干渉性断層撮影装置からの出力を解析することにより監視及び制御される。

【0019】

【実施例】

次に本発明を実施例に基づいて図を用いて詳細に説明する。

【0020】

なお、異なる図における同一部分は、同一参照番号により示されている。

20

【0021】

図1は、概略的に、本発明の実施例を示し、この実施例は、眼科手術用顕微鏡100と、光学干渉性断層撮影装置200("OCT200")と、ビデオ画像装置220とを有する。図1に示されているように、眼科手術用顕微鏡100は、対物レンズ110を有し、対物レンズ110は、手術過程の間に患者の眼1000に焦点調節するための長い作業距離(約200mm)を有する。ビームコンバイナ120は、照明路300からの照明光310と、光学干渉性断層撮影路400からの光学干渉性断層撮影光線410とを対物レンズ110に向ける。図1に示されているように、ビームコンバイナ120は、ビームスプリッタである。図1に示されているように、眼科手術用顕微鏡100は、更に、光学倍率調整器130を有し、光学倍率調整器130は、ある特定の手術を行うために適する条件に設定される(通常、多数のレンズ群が、ドラムに配置され、これにより種々の倍率、例えば5X、12X、20X等が得られる)。光学倍率調整器130に入射する光は、コリメートされる。

30

【0022】

眼科手術用顕微鏡100は、更に、(a)リレーレンズ140を有し、このリレーレンズ140は、光学倍率調整器130からのコリメートされた出力光を受取り、例えば眼1000等の対象体の中間像を形成し、眼科手術用顕微鏡100は、更に、(b)内部焦点調節レンズ150を有し、この内部焦点調節レンズ150は、リレーレンズ140により形成された対象物の中間像に焦点を合せ、コリメートされたビームを形成する(内部焦点調節レンズ150が、目視路500に沿って上下移動し、これにより、内部焦点調節調整が行われる)。

40

【0023】

内部焦点調節レンズ150を通過すると、光線は、コリメートされ、ビームスプリッタ160は、コリメートされた光線の一部を光路600に結合し、これによりビデオ画像が得られる。ビデオ画像は、ビデオレンズ190と、CCDカメラ195と、ビデオモニター220とを使用して得られる。当業者であれば容易に分かるように、単一のCCDカメラの使用が示されているにもかかわらず、本発明の精神から逸脱せずに、実施例は、2つのビームスプリッタを使用して形成でき、すなわちビームスプリッタ160と、類似に配置されているビームスプリッタとを使用して形成でき、これにより、2つのCCDカメラ

50

により立体的にみる事が可能となる。

【0024】

最後に、チューブレンズ170は、ビームスプリッタ160を通過したコリメートされた光線をアイピース180の物平面に焦点調節する。次いで、アイピース180は、コリメートされた光を出力し、このコリメートされた出力光は、目視者の眼により焦点調節される。前述の目視路500は、双眼鏡的であるので、ステレオスコープ的にみることができる。

【0025】

図1に示されているように、照明路300は、(a)白熱電球形照明光線発生源310を有し、照明路300は、更に、(b)コンデンサレンズ320を有し、このコンデンサ  
10  
レンズ320は、発生源310からの出力光線を集め、照明路300は、更に、(c)像  
レンズ330を有し、この像レンズ330は、対物レンズ110の入射ひとみを白熱電球形  
照明光線発生源310のフィラメントにより満たす。ビームコンバイナ340は、光学  
干渉性断層撮影ビーム410を、照明路300からの照明光線310と結合する。1つの  
有利な実施例では、ビームコンバイナ340は、コールドミラー形ビームスプリッタ  
である、すなわちこのミラーは、例えば約700nmより短い波長の光線を反射し、  
例えば約700nmより長い波長の光線を透過させる。

【0026】

図2は、概略的に、光学干渉性断層撮影装置200の1つの光ファイバを用いた実施例  
を示す。図3に示されているように、光学干渉性断層撮影装置200は、例えば実質的に  
20  
850nmに集中している光線を出力する超光発光レーザダイオード等のCW光線発生源  
220を有する。発生源220からの出力光は、光ファイバ230に結合され、50/50  
結合器240により2つのビームに分割される。50/50結合器240からの出力光  
は、光ファイバ250及び270のそれぞれに結合される。光ファイバ270からの出力  
光は、レンズ280により参照鏡290に結像され、光ファイバ250からの出力光は、  
横方向走査機構260に導かれる。横方向走査機構260からの出力光は、更に導かれて  
、以下に詳細に説明する方法で対象体に入射する。次いで、対象体から反射された光線は  
、光ファイバ250に結合されて戻り、50/50結合器240により、参照鏡290から  
反射され光ファイバ270に戻った光線と重畳される。50/50結合器240からの  
重畳された出力光線は、光ファイバ265に結合される。公知のように、対象体から反射  
30  
された光線と、参照鏡290から反射された光線との間に、光路差が光線発生源220の  
コヒーレンス長より短い場合、干渉が発生する。参照鏡290は、実質的に一定の速度で  
、当業者には自明の(図示されていない)手段により動かされ、その結果、干渉が、光検  
出器275により得られる検出器信号の周期的変動として検出され、周期的変動の周波数  
は、ドップラシフト周波数に等しい、すなわち、このドップラシフト周波数は、一定  
速度で運動する参照鏡290により導入される。光検出器275からの出力信号は、復調  
器285により復調され、復調出力信号は、アナログ・デジタル変換器295(A/D  
変換器295)によりデジタル信号に変換され、A/D変換器295からの出力信号は  
、入力信号としてコンピュータ210に入力されて解析される。干渉信号は、対象体から  
40  
反射された光線と、参照鏡290から反射された光線との間の光路差が、発生源220の  
コヒーレンス長より長くなるとただちに消失する。

【0027】

図1に示されているように、光学干渉性断層撮影装置200からの出力光は、光ファイ  
バ250を介して光学干渉性断層撮影路400に結合され、光学干渉性断層撮影路400  
は、以下に説明する横方向走査機構を含む。前述のように、図1の実施例では、光学干渉  
性断層撮影ビーム410は、850nmの周辺に集中している波長を有し、ビームスプリ  
ッタ120は、ダイクロイックコーティングによりコーティングされ、従って、光学干渉  
性断層撮影路400からの光線は、手術の間連続的に走査でき、その際、眼科手術顕微鏡  
100による目視は、中断されない。

【0028】

10

20

30

40

50

本発明では、横方向走査を実現する２つの形態が可能である。第１の形態では、図１に示されているように、横方向走査を実現するために、走査鏡４５０及び４６０が、直交的に取付けられ、検流計駆動の走査鏡４５０及び４６０は、一对の電動機（図示せず）に取付けられ、レンズ４７０は、光ファイバ２５０からの出力光線をコリメートする。走査電動機は、コンピュータ２１０により制御されて作動され、この作動方法は、当業者に良く知られている。第１の形態では、走査鏡４５０及び４６０は、対物レンズ１１０の後側焦点の近くに配置されている。図４は、概略的に、第１の形態での、走査鏡４５０及び４６０と、眼１０００との間の光学干渉性断層撮影ビーム４１０の主光線を示す。図４に示されているように、対物レンズ１１０の後側焦点１５００は、走査鏡４５０及び４６０に近く位置し、光学干渉性断層撮影ビーム４１０の主光線は、物体空間の中の光学軸に平行であり、なお、物体空間とは、対物レンズ１１０と眼１０００との間の領域のことである。図４から容易に分かるように、眼１０００の角膜の外縁から反射された光線は、光学干渉性断層撮影装置２００への戻り路から逸れて導かれる、これは、角膜への光線の入射角が大きいことに起因する。

10

#### 【００２９】

横方向走査を実現する第２の形態は、図３に示されている。図３に示されているように、リレーレンズ４９０は、光学干渉性断層撮影点発生源を光ファイバ２５０から中間像へ転送するのに使用され、この中間像は、走査鏡４５０と４６０との間に位置し、走査鏡４５０及び４６０は、走査レンズ４８０の後側焦点の非常に近くに配置されている。

#### 【００３０】

20

図５は、概念的に、第２の形態で、走査鏡４５０及び４６０と、眼１０００との光学干渉性断層撮影ビーム４１０の主光線を示す。図５に示されているように、走査ビームの主光線は、リレー空間の中で平行であり、リレー空間とは、走査レンズ４８０と対物レンズ１００との間の空間であり、主光線は、眼１０００の角膜の曲率の中心の近くに焦点調節される。光学干渉性断層撮影ビーム４１０は、角膜曲率の中心に焦点調節されるので、光学干渉性断層撮影ビーム４１０は、角膜の表面に垂直であり、反射ビームは、戻り路に再帰反射される。その結果、第２の場合、最大信号強度は、角膜表面のいずれの個所でも得られ、図３の実施例は、本発明の有利な実施例である。

#### 【００３１】

本発明の第１の形態では、光学干渉性断層撮影ユニット２００は、コンピュータ２１０からの命令に従って、眼の長手方向軸線に沿って眼１０００の前房を公知の方法で走査し、この走査により、例えば後方レンズ被膜等の特定の対象体に対する位置情報が得られる。この対象体は、前眼房の中の数層のうちの１つの層である。これらの層から反射された光学干渉性断層撮影信号の各最大値は、１つの特定の層に対応する。参照鏡は、手術用顕微鏡の物体空間の中の内部焦点調節レンズ１５０のフォカス像に相応する数センチメートルのオーダの距離を走査する。

30

#### 【００３２】

参照鏡の零位置は、対物レンズ１１０からの物体平面の公称距離に相応する。コンピュータ２１０は、それぞれの光学干渉性断層撮影信号最大値を検出し、参照鏡のそれぞれの位置を記録する。この情報は、対物レンズ１１０からの各層の距離を決める。

40

#### 【００３３】

各最大値は、１つの特定の層に対応する。層の数は、白内障手術の特定の環境に特有である。当該の層の数は、オペレータにより決められ、コンピュータプログラムの初期構成の一部である。通常、後方レンズ被膜は、当該の層である。

#### 【００３４】

次いで、コンピュータ２１０は、（適切な信号を電動機１５５に送ることにより）内部焦点調節レンズ１５０を位置決めし、これにより、手術用顕微鏡の相応する焦点平面は、内部焦点調節レンズ１５０の位置に依存して、前述の処理により識別された後方レンズ被膜の位置に位置する。

#### 【００３５】

50



更に、コンピュータ210からの出力信号は、CRT211に表示され、CRT211で、光学干渉性断層撮影縦方向走査により得られた種々の特徴が、例えば位置の関数としての信号の表示により明らかにされる。後方眼レンズの位置は、既知であるので、この位置は、熟練観察者により容易に識別できる。次いで、例えばキーボード212及び/又はマウス(図示せず)によるコンピュータ210へのユーザ入力、縦方向走査の位置の領域を指定し、これにより、自動焦点調節が可能となる。ユーザ入力にตอบสนองして、コンピュータ210は、位置の特定領域の中の信号強度最大値を形成する位置を選択し、内部焦点調節レンズ150の適切な位置を求め、これにより、信号強度最大値を形成する位置への適切な焦点調節が達成される。次いで、コンピュータ210は、適切な信号を電動機155に送り、これにより、内部焦点調節レンズ150が、適切な位置へ動かされる。

10

**【0036】**

本発明の第2の形態では、光学干渉性断層撮影ユニット200と、走査鏡450及び460とは、コンピュータ210の命令に従って、縦方向光学干渉性断層撮影走査と組合せて角膜のラスタ状の横方向光学干渉性断層撮影走査を提供し、これはすべて、公知の方法で行われる。その結果は、コンピュータ210により解析され、これにより、角膜の局所解剖学測定値が得られ、これらの測定値は例えば、(a)前方角膜表面輪郭、(b)後方角膜表面輪郭、(c)角膜の厚さである。容易に分かるように、このような輪郭は、3次元輪郭である。これらのデータは、屈折外科手術の間に角膜屈折力のオンライン監視を提供するために用いられる。本発明のこの形態の1つの実施例では、閾値が、コンピュータ210に入力され、これにより、眼房の中の所定表面に対応する信号最大値が、識別される。次いで、コンピュータ210は、所定表面の最大値より大きいレベルを有する信号の間の対応を行い、ラスタ走査で長手方向走査位置と光学干渉性断層撮影ビームの位置とから空間の中の表面の空間座標を捕捉する。空間の中のこれらの値は、コンピュータ210に記憶される。角膜の厚さは、長手方向走査の間に後方角膜表面と前方角膜表面とにより発生される信号ピークの空間的差と、角膜の良く知られている光学特性例えば屈折率等とから求められる。

20

**【0037】**

ラスタ走査が完了すると、コンピュータ210は、後方角膜輪郭と前方角膜輪郭とが得られるように表面の空間座標の適合を行う。当業者には良く知られているように、角膜の表面は、球面ではなく、従って、表面は、1組の曲率により描かれ、この1組の曲率は、曲率分布と呼ばれる。表面輪郭は、角膜の後方表面及び前方表面の曲率分布の中の曲率の測定値を求めるために用いられ、ひいては、それらの測定値から、角膜の屈折力の測定値を求めるために用いられる。

30

**【0038】**

図6は、概略的に、本発明の1つの実施例を示し、この実施例は、光学干渉性断層撮影装置200と、コンピュータ610と、治療レーザー680と、照準レーザー681と、レーザーデリバリー光学装置690と、レーザー制御ユニット670と、眼科手術用生体顕微鏡100と、ビデオモニター220とを有する。図6に示されているように、治療レーザー680からの出力光は、ダイクロイックビームスプリッター703を通過し、レンズ系705により光導体の中に収束され、照準レーザー703からの出力光は、ダイクロイックビームスプリッター703により反射され、レンズ系705により光導体710の中に集束される。例えば光凝固及び光切除等に用いる治療レーザー680の実施例は、当業者には良く知られており、照準レーザー681の実施例も、当業者には良く知られている。例えば、照準レーザー681を実施するために用いられる良く知られている1つのレーザーは、He-Neレーザーである。

40

**【0039】**

光導体710からの出力光は、コリメートレンズ715により実質的に平行なレーザービームに変換され、この実質的に平行なレーザービームは、同焦点光学系717への入力光として用いられる。図6に示されているように、同焦点光学系717は、収束レンズ720と、発散レンズ730と、収束レンズ740とを有する。レンズ720及び730は、

50

レーザデリベリ光学装置 690 の軸線に沿って可動である。レーザデリベリ光学装置 690 の軸線に沿ってレンズ 720 及び 730 を動かす装置は、当業者に良く知られており、わかり易くするためと、本発明の理解を容易にするために、図示されていない。レーザデリベリ光学装置 690 の軸線の方向は、矢印 719 により示され、以下において z 軸線と呼ばれる。当業者には良く知られているように、同焦点光学系 717 からの出力光は、実質的に平行なビームであり、このビームは、可変のビーム直径を有し、ビーム直径の大きさは、z 軸線すなわちレーザデリベリ光学装置 690 の軸線に沿ってのレンズ 720 及び 730 の位置により求められる。

#### 【0040】

図 6 に示されているように、同焦点光学系 717 の出力光は、ビームコンバイナ 745 を通過し、マイクロマニピュレータレンズ 750 への入力光として用いられる。マイクロマニピュレータレンズ 750 からの出力光は、ビームディレクタ 755 により、眼 1000 の表面上のレーザ焦点 760 に導かれる。図 6 は、眼 1000 の角膜に焦点調節されているレーザビームを示す。しかし、当業者には自明なように、レーザビームは、同一の構成により網膜に焦点調節することもでき、これは、例えばコンタクトレンズを用いて行い、その際、コンタクトレンズは、患者の眼の角膜に押圧される。コンタクトレンズの目的は、角膜の屈折力を中和することにある。この場合、眼と装置との間の作業距離を調整して、レーザビームを網膜に焦点調節する。

#### 【0041】

ビームコンバイナ 745 は、同焦点光学系 717 からのレーザ出力光線と、光学干涉性断層撮影装置 200 からの出力光である光学干涉性断層撮影ビーム 725 からの光線とを結合する。1 つの有利な実施例では、ビームコンバイナ 745 はビームスプリッタである、このビームスプリッタは、治療レーザ 680 及び照準レーザ 681 からの出力光の波長のレーザ光線を透過させ、光学干涉性断層撮影ビーム 725 の波長の光線を反射する。この有利な実施例では、ビームディレクタ 755 は、鏡又は反射プリズムであり、この鏡又は反射プリズムは、眼科手術用生体顕微鏡 100 の 2 つの観察路の間に配置されている。マイクロマニピュレータレンズ 750 は、z 軸線に垂直な 1 つの平面の中で可動であり、この平面は、以下において x・y 平面と呼ばれる。x・y 平面の中でマイクロマニピュレータレンズを動かす装置は、当業者には周知であり、わかり易くかつ、本発明の理解を容易にするために図示されていない。

#### 【0042】

図 6 に示されているように、光学干涉性断層撮影ビーム 725 は、光学干涉性断層撮影装置 200 の光ファイバ 250 からの出力光であり、レンズ 870 によりコリメートされる。レンズ 870 からのコリメートされた出力光は、走査鏡 850 及び 860 に入射され、これらの走査鏡は、直交的に取付けられ、検流計により駆動される走査鏡である。走査鏡 850 及び 860 は、一对の電動機（図示せず）に取付けられ、これらの電動機は、コンピュータ 610 により、当業者には周知のように作動され、これにより、光学干涉性断層撮影ビーム 725 の横方向走査が行われる。走査鏡 850 及び 860 から反射された光学干涉性断層撮影ビーム 825 は、ビームコンバイナ 745 に向けられる。本発明では、走査鏡 850 及び 860 は実質的に、マイクロマニピュレータレンズ 750 の後側焦点平面に配置されている。

#### 【0043】

走査鏡 850 及び 860 は、当業者には周知のようにのこぎり波形電圧関数により駆動される。それぞれの駆動電圧の位相及び周波数が、互いに等しい場合、これにより得られる走査パターンは、線形走査である。このようにして、（走査鏡 850 及び 860 により形成される）線形走査は、（図 2 の参照鏡 290 の運動により形成される）眼 1000 へ向かう長手方向での光学干涉性断層撮影走査と組合され、これにより、平面の中での光学干涉性断層撮影走査が行われる。それぞれののこぎり波形の振幅は、当業者には周知のように個々に調整でき、これにより、線形走査のオリエンテーションが調整され、ひいては、光学干涉性断層撮影走査の平面のオリエンテーションが調整される。線形走査のオリエ

10

20

30

40

50

ンテーション、ひいては平面のオリエンテーションは、それぞれののこぎり波形の振幅の比により求められる。このようにして、本発明では、光学干渉性断層撮影走査の平面は、振幅の比を調整することにより回転できる（z軸線が回転軸線）。

【0044】

図6の装置では、光学干渉性断層撮影ビーム825の主光線は、レーザデリバリー光学装置690から発射するレーザビームと同一の平面の中にある。このようにして、光学干渉性断層撮影ビーム825は、治療レーザ680からのビームと同一の焦点面の中に焦点調節される。更に、光学干渉性断層撮影ビーム825は、マイクロマニピュレータレンズ750がx・y方向において動かされると動く。その結果、光学干渉性断層撮影ビーム825は常に、物体平面の中でレーザ焦点760を横切って横方向に走査し、対称にレーザ焦点760を横切って横方向に走査する、すなわち、レーザ焦点760のそれぞれの側での横方向走査の部分の長さは、互いに等しい。

10

【0045】

光学干渉性断層撮影ビーム825からの光線は、眼1000から後方散乱され、光学干渉性断層撮影装置200に戻される。図2に関連して前に説明したように、光学干渉性断層撮影信号は、光学干渉性断層撮影装置200により発生され、コンピュータ610に送信され、解析される。更に、照準レーザ681からの光線は、ビームディレクタ755により眼1000から反射され、眼科手術用生体顕微鏡100の中に導かれる。最後に、ビデオモニター220は、画像を提供し、この画像は、マイクロマニピュレータレンズ750の位置を調整することによりレーザ焦点760を位置決めするのに用いる。図6の装置も、照明光学装置を有することもあり、これにより、眼1000の像が供給され、この像は、ビデオモニター220でのレーザ焦点760の位置と組合せて観察される。しかし、このような照明光学装置は、前に説明しており、わかり易くするためと、本発明の理解を容易にするために図示されていない。

20

【0046】

次に、治療レーザ680の走査を制御するためにコンピュータ610により行われる解析を説明する。光学干渉性断層撮影ビーム825からの後方散乱された光線の振幅は、レーザ治療された組織における場合と、治療されていない周囲組織の場合とは異なる。実際のところ、実験研究により、このような後方散乱光線の振幅は、レーザ治療された組織の場合の方が、治療されていない周囲組織の場合に比して大きいことが分かり、この事実は、レーザ治療された組織を識別するのに用いられる。レーザ治療された組織の反射性と、治療されていない組織の反射性とは、実験的に、例えばレーザパワーと露出時間との関数として求められる。これらのデータは、解析で用いる基準閾値レベルを形成するために利用される。例えば、基準閾値レベルより高い値を有する振幅は、レーザ治療された組織から受取ったものと見なされ、基準閾値レベルより低い値を有する振幅は、治療されない組織から受取ったものと見なされる。当業者であれば分かるように、ノイズ及び眼の微小運動の影響を考慮することが、基準閾値レベルを求める場合には必要である。これらの基準閾値レベルは、コンピュータ610に記憶されている。容易に分かるように、基準閾値レベルは、当該の組織及び/又はレーザパワー及び/又は露出時間の関数であることもある。しかし、本発明を理解するために、単一の基準閾値レベルしか存在しないと仮定する。以下の説明により、当業者には、基準閾値レベルのより複雑な変形を考慮した実施例をいかにして形成できるかが、自明となる。

30

40

【0047】

本発明では、コンピュータ610は、光学干渉性断層撮影装置200と、走査鏡850及び860とを作動し、これにより、眼1000の一部の光学干渉性断層撮影走査が行われる。前述のように、走査鏡850及び860は、線形横方向光学干渉性断層撮影走査を実現し、線形横方向光学干渉性断層撮影走査において所定の点で、眼1000の中へ向かう長手方向に沿って光学干渉性断層撮影光線825の経路の中のすべての散乱体から反射された光学干渉性断層撮影光線は、参照路からの光線と比較され、参照路の光路長は、周期的に変化し、この光路は、正確に知られている（図2に関連した前述の説明での光学干

50

渉性断層撮影に関する個所を参照)。前述のように、光学干渉性断層撮影出力信号は、眼1000の1つの特徴個所から反射された光学干渉性断層撮影光線の光路長が、参照路の光路長すなわち光学干渉性断層撮影光線の一時的コヒーレンス長に等しい場合にのみ発生される。本発明では、振幅情報は、反射された光学干渉性断層撮影光線の場合、線形横方向走査においてそれぞれの所定の点で、眼1000の中へ向かう長手方向に沿って深さの関数として得られる。このようにして、光学干渉性断層撮影走査の後、コンピュータ610は、(以下において横方向平面と呼ばれる)1つの平面に関する振幅情報を有するデータを収集し、横方向平面は、レーザ焦点760の回りに延在し、かつその際、眼1000へ向かう長手方向に延在する。データは、コンピュータ610により解析され、これにより、横方向平面の中のレーザ治療された組織の領域が求められる。この領域は、所定のやり方の治療での所望の医療効果に関する情報と比較され、この情報は、例えば医者によりコンピュータ610に入力されている。次いで、コンピュータ610は、レーザ制御ユニット670により治療レーザ680と相互に作用し、これにより、治療レーザ680がスイッチオフされたり、露出時間が調整されたりする。更に、コンピュータ610は、スポットサイズを調整する必要を指示でき、この場合、コンピュータの一部であるディスプレイで所望のスポットサイズを実現するためにレンズ720及び730の位置決めのためのパラメータを供給し、これによりオペレータは、レンズ720及び730を適切に位置決めする。選択的に、レンズ720及び730は、例えばステッピングモータ等の電動機(図示せず)に取付けられ、コンピュータ670によりレンズ720及び730が動かされ、これにより、当業者には良く知られている方法で電動機と直接に相互作用することにより所望のスポットサイズが実現される。解析の別の実施例では、基準閾値レベルは、光学干渉性断層撮影画像の中の最大振幅値の所定の整数分の1に設定される。所定の整数分の1は、実験的に求められる。解析のこの実施例は、眼の治療部分が患者毎に異なることに起因する後方散乱強度の変動による影響が、比較的小さい。

#### 【0048】

レーザ治療された組織は、識別され、レーザ治療プロセスは、本発明により次のように制御される。横方向平面からのデータは、治療レーザ680のパルス持続時間の間に得られ、データは、コンピュータ610に記憶される。通常の横方向平面は、約2mm×1mmの領域を含み、通常の横方向平面のための通常のデータ組は、約30×100値の格子からのデータを含む。治療に使用される通常のレーザパルスの長さは、約100msである。本発明の1つの有利な実施例では、10個までの光学干渉性断層撮影走査組が、100msレーザパルスの持続時間の間に得られる。これは、それぞれの横方向平面からの(3000値から成る)データが、10msの間に処理されなければならないことを意味する。この有利な実施例では、横方向平面のための振幅データを解析する際、格子の中の1つの個所における振幅が、基準閾値レベルより高い場合、格子位置が、レーザ治療された組織に相応すると仮定される。格子の中の各位置に対するデータが、解析されると、レーザ治療された組織の格子の中の位置に相応するマトリクスへの入力が行われ、カウンタが、レーザ治療された組織が検出されたそれぞれの個所に対して1ステップだけ増加される。カウンタは、レーザ治療の効果が測定可能である横方向平面の中の格子位置の数を計数する。このプロセスは、30×100データ値を有する横方向平面のための光学干渉性断層撮影データ組が、全部得られると、完了する。最後のカウンタ値は、横方向平面のレーザ治療領域の測定値を提供する。本発明の別の1つの実施例では、格子に対するデータが、ディスプレイに表示され、この表示は、レーザ治療の効果を示すために求められた格子位置が、識別されるように行われる。例えば、基準閾値を越える値は、周囲組織の値とは異なる色彩で表示される。これにより、オペレータは、横方向平面にわたるレーザ治療の効果の視覚により画像を見ることができ。

#### 【0049】

前述の実施例では、処理時間を節約するために横方向平面からのデータを解析すると有利である。この利点は、対称なレーザビームを用い、これによりレーザ治療の効果が、眼1000の中に向かう長手方向に沿って1つ線の回りに対称に現れる場合に得られる。し

10

20

30

40

50

かし、本発明は、ある体積にわたってレーザ治療組織を検出する実施例を含む。本発明では、眼1000の体積に対するデータは、前述の方法により、すなわち、走査鏡850及び860を駆動するために印加される、のこぎり波電圧の振幅の比を調整することにより、所定の量だけ線形横方向光学干渉性断層撮影走査の方向を回転することにより得られる。次いで、回転された位置での横方向平面に関するデータが、収集され、次いで、横方向平面は、再び回転され、更にこれが繰返され、その体積に関するデータが収集されるまで繰返される。データは、前述の方法で解析され、これにより、レーザ治療された組織を識別するマトリクスが、得られる。更に、すべての横方向平面のためのカウンタが加算され、これにより、レーザ治療された組織の測定値が得られる。別の実施例では、体積は、ディスプレイに表示され、この表示は、レーザ治療の効果を示すように求められた位置が、識別されるように行われる。例えば、基準閾値を越える値は、周囲組織の値とは異なる色彩で表示される。これにより、その体積にわたるレーザ治療の効果の視覚的図が得られる。

10

#### 【0050】

本発明では、レーザ治療された組織の横方向平面の測定面積は、次のパラメータのうちの1つ以上のパラメータを制御するのに用いられる、すなわち、パラメータとは、(a)治療レーザ680に関しては、露出時間及びレーザパワーと、(b)レンズ720及び730に関しては、治療レーザ680のスポットサイズとである。前述のように、レーザ治療された組織の横方向平面の測定面積は、レーザ露出の間に数回測定され、測定面積は、これらの測定値のそれぞれの測定値に対して実験的に求められた基準値と比較される。有利な実施例では、基準値の選択は、横方向平面の中のレーザ治療組織の領域が、隣接組織への損傷を回避するために充分小さいように行われ、更に、この基準値の選択は、本発明により、レーザが、この限界値に到達する前にスイッチオフされるように行われる。容易に分かるように、治療レーザ680の露出時間及びレーザパワーと、ビームのスポットサイズとは、測定振幅と基準閾値レベルとの間の差に依存することが検出されることもある。この場合、実験研究を用いて、振幅が基準閾値レベルを上回るか下回るかに依存するだけでなく、振幅と基準閾値との間の差値にも依存するこれらのパラメータの値を制御することも可能である。当業者には、前述の説明に関してこのような効果を考慮した本発明の実施例を形成できることは自明である。

20

#### 【0051】

別の実施例では、レーザ治療された組織の測定体積を用いて、次のパラメータのうちの1つ以上のパラメータを制御する、すなわち、これらのパラメータとは、(a)治療レーザ680に関しては、露出時間及びレーザパワーと、(b)レンズ720及び730に関しては、治療レーザ680のスポットサイズとである。本発明では、レーザ治療された組織の測定体積は、これらの測定のそれぞれの測定の間に1回以上測定され、測定体積は、これらの測定のそれぞれの測定において、実験的に求められた基準値と比較される。レーザ治療された組織の領域及び/又は体積の検出は、レーザパルスの印加中の検出に制限されず、このような検出は、レーザパルスの印加の終了後に行うこともできることに注意されたい。

30

#### 【0052】

当業者は、前述の説明が、本発明を理解するためのものにすぎないことが分かる筈である。すなわち、前述の説明は、すべての点を網羅することを意図しておらず、又、本発明は、前述の実施例により制限されない。

40

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 眼科手術用顕微鏡及び光学干渉性断層撮影装置を有する本発明の1つの実施例を説明する略図である。

【図2】 図1の光学干渉性断層撮影装置の1つの光ファイバ実施例の略図である。

【図3】 眼科手術顕微鏡及び光学干渉性断層撮影装置を有する本発明の1つの有利な実施例の概略図である。

【図4】 図1の実施例のための走査鏡と眼との間の光学干渉性断層撮影ビームの主光線

50

の概略図である。

【図5】 図3の実施例のための走査鏡と眼との間の光学干渉性断層撮影ビームの主光線の概略図である。

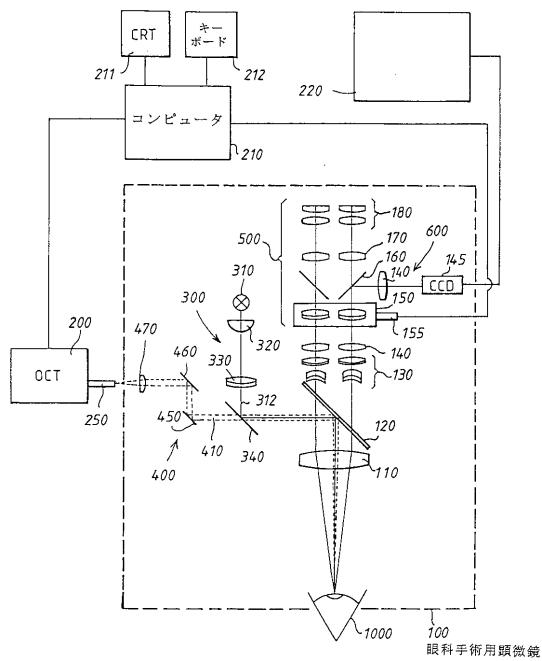
【図6】 レーザ治療の間の組織の変化の程度を監視及び制御する本発明の1つの実施例の概略図である。

【符号の説明】

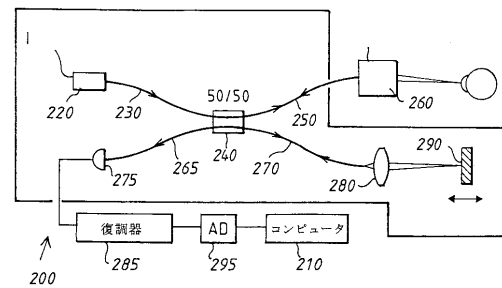
100	眼科手術用顕微鏡	
110	対物レンズ	
120	ビームコンバイナ	
130	光学倍率調整器	10
150	内部焦点調節レンズ	
155	電動機	
160	ビームスプリッタ	
180	アイピース	
195	CCDカメラ	
200	光学干渉性断層撮影装置	
210	コンピュータ	
211	CRT	
212	キーボード	
220	ビデオ画像ユニット	20
230	光ファイバ	
240	50/50結合器	
250	光ファイバ	
260	横方向走査機構	
265	光ファイバ	
270	光ファイバ	
275	光電検出器	
280	レンズ	
285	復調器	
290	参照鏡	30
295	アナログ・デジタル変換器	
300	照明路	
310	照明光線	
330	像レンズ	
340	ビームコンバイナ	
400	光学干渉性断層撮影路	
410	光学干渉性断層撮影ビーム	
450	走査鏡	
460	走査鏡	
480	走査レンズ	40
500	目視路	
600	光路	
610	コンピュータ	
670	レーザ制御装置	
680	治療レーザ	
681	照準レーザ	
690	レーザデリベリ光学装置	
700	レーザ制御ユニット	
703	ダイクロイックビームスプリッタ	
705	レンズ系	50

- 7 1 0 光導波体
- 7 1 5 コリメートレンズ
- 7 1 7 同焦点光学系
- 7 1 9 レーザ軸線の方向
- 7 2 0 収束レンズ
- 7 2 5 光学干渉性断層撮影ビーム
- 7 3 0 発散レンズ
- 7 4 5 ビームコンバイナ
- 7 5 0 マイクロマニピュレータレンズ
- 7 5 5 ビームディレクタ
- 7 6 0 レーザ焦点
- 8 2 5 光学干渉性断層撮影ビーム
- 8 5 0 走査鏡
- 8 6 0 走査鏡
- 8 7 0 レンズ
- 1 0 0 0 眼
- 1 5 0 0 後側焦点

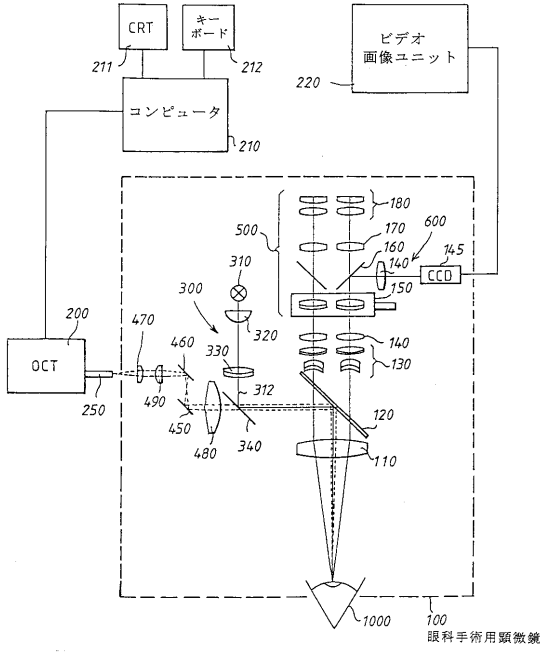
【図 1】



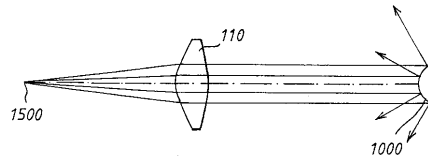
【図 2】



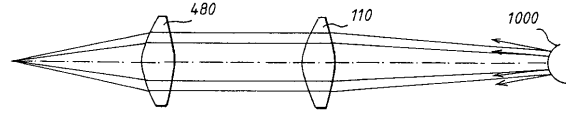
【 図 3 】



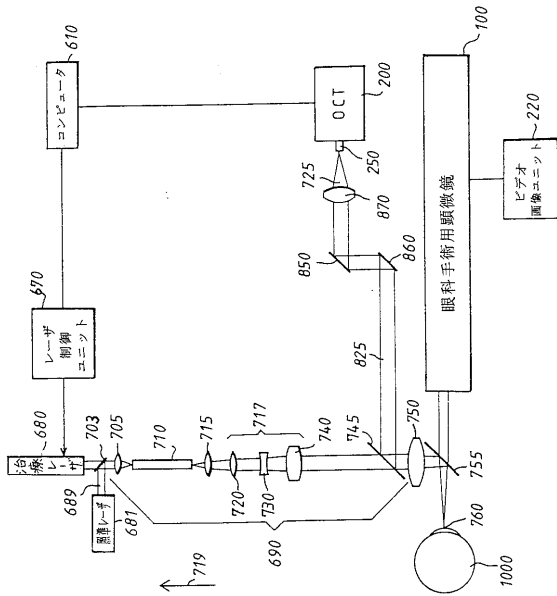
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】





フロントページの続き

(72)発明者 トーマス ヘルムート  
ドイツ連邦共和国 アーレン ヴァルクシュトラッセ 67

審査官 石川 太郎

(56)参考文献 国際公開第93/016631(WO, A1)  
国際公開第92/019930(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61F 9/00