

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5666207号
(P5666207)

(45) 発行日 平成27年2月12日(2015.2.12)

(24) 登録日 平成26年12月19日(2014.12.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 F 9/008 (2006.01)

A 6 1 F 9/00 5 0 2

A 6 1 N 5/067 (2006.01)

A 6 1 N 5/06 E

A 6 1 B 18/20 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 5 0

請求項の数 2 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-194519 (P2010-194519)
 (22) 出願日 平成22年8月31日(2010.8.31)
 (65) 公開番号 特開2012-50571 (P2012-50571A)
 (43) 公開日 平成24年3月15日(2012.3.15)
 審査請求日 平成25年8月26日(2013.8.26)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
 (72) 発明者 山田 毅
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内 s
 (72) 発明者 鈴木 淳
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内 s
 (72) 発明者 足立 宗之
 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株
 式会社ニデック拾石工場内 s

審査官 寺澤 忠司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】眼科用レーザー治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザー光源からのレーザー光を所定のスポットサイズに形成して患者眼に照射する照射光学系を備える眼科用レーザー治療装置において、

前記照射光学系の入射端に接続されるマルチモードファイバと、

レーザー光源から出射されたレーザー光を前記マルチモードファイバに導光する導光光学系であって、前記レーザー光源から出射されるガウシアン形状のビームプロファイルを持つレーザー光を前記マルチモードファイバの入射端上で所定のビーム径に形成して導光する導光光学系と、

前記マルチモードファイバの屈曲状態を一定の形状に保持する保持部材と、
 を備え、

前記マルチモードファイバは、前記マルチモードファイバの入射端に入射するレーザー光のビーム径を含むレーザー光の入射条件、レーザー光の波長、前記マルチモードファイバのコア径、コア及びクラッドの屈折率に応じて、出射端でのビームプロファイルが所期する形状となるように設定された長さを持つ
 ことを特徴とする眼科用レーザー治療装置。

【請求項 2】

請求項 1 の眼科用レーザー治療装置は、

前記レーザー光源から出射されたレーザー光の前記マルチモードファイバの出射端でのビームプロファイルを調節するビームプロファイル調節ユニットを備える

10

20

ことを特徴とする眼科用レーザー治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者眼に治療用レーザー光を照射して治療を行う眼科用レーザー治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者眼の眼底等に治療用レーザー光を照射し、レーザー光のエネルギーによって照射部位を熱凝固する眼科用レーザー治療装置（光凝固装置）が知られている（例えば、特許文献1、2、3参照）。光凝固装置は、レーザー光源ユニットとスリットランプ等の観察装置に取り付けられたレーザー照射ユニットとが個別のユニットとされており、レーザー光源ユニットから出射されたレーザー光は、導光用光ファイバを介してレーザー照射ユニットに導光される。導光用光ファイバには、従来、マルチモードファイバが使用されている。レーザー照射ユニットは、導光用光ファイバの出射端面を患者眼の組織と共役な関係とする照射光学系を備え、レーザー光を治療に適したサイズ（例えば、200～500μm）のスポットとして患者眼に照射する。

【0003】

光凝固治療において、均一な凝固斑を形成することが望まれる。患者眼眼底にレーザー光を照射する場合、レーザー光のスポットの中心部から熱が集中する傾向があるため、レーザー光のエネルギー強度分布（ビームプロファイル）は均一よりも中心部が窪んだ凹状がより好ましいとされている。

【0004】

中心部が窪んだ凹状のプロファイルを得るために、以下の技術が知られている。特許文献1の技術は、光ファイバの出射端に光強度分布変更フィルタを配置する。特許文献2の技術は、光ファイバの出射端側で、光ファイバの出射端面像に負の歪曲収差を発生させる光学系を配置する。特許文献3の技術は、光ファイバの出射端側にターゲット面上でのビームプロファイル（エネルギー強度分布）を所望の形状に形成できる回折光学素子を配置する。

【特許文献1】特開2001-8945号公報

【特許文献2】特開2002-165824号公報

【特許文献3】特開2008-245833号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の技術では、フィルタによるレーザー光のエネルギー損失がある。また、フィルタには熱吸収があり、光ファイバの出射端又は入射端の付近に配置される構成では、光ファイバの破損の要因となり、現実的ではない。特許文献2の技術では、照射光学系が複雑になる問題がある。また、歪曲収差を頼りにしているので、患者眼に接触される手術用コンタクトレンズの収差の影響を受け、術者が使用する手術用コンタクトレンズの種類によっては、エネルギー分布の中央部での窪み程度が大きく変化する問題がある。特許文献3の技術では、レーザー光のスポットサイズに応じて回折光学素子を用意する必要がある。また、レーザー光の波長に応じて回折光学素子を用意する必要があり、照射光学系が複雑になると共に回折光学素子の増加に応じて装置のコストが上がってしまう。

【0006】

また、レーザー光源ユニットからレーザー照射ユニットまでの導光にマルチモードファイバが使用される場合、ファイバの屈曲状態が様々に変化することにより、ファイバの出射端面でのビームプロファイルに偏り等が生じ易い。特許文献1、2の技術は、ファイバの出射端面でのビームプロファイルが一定であること前提とした対応であるため、ターゲット

面上でのビームプロファイルを必ずしも一定にできなかった。また、特許文献３の技術は、スポットサイズの自由度が高くなかった。

【０００７】

本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、照射光学系の複雑化を抑えつつ、レーザ光のエネルギー損失を抑えて、適切なビームプロファイルを持つレーザ光を得られる眼科用レーザ治療装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

レーザ光源からのレーザ光を所定のスポットサイズに形成して患者眼に照射する照射光学系を備える眼科用レーザ治療装置において、

前記照射光学系の入射端に接続されるマルチモードファイバと、

レーザ光源から出射されたレーザ光を前記マルチモードファイバに導光する導光光学系であって、前記レーザ光源から出射されるガウシアン形状のビームプロファイルを持つレーザ光を前記マルチモードファイバの入射端上で所定のビーム径に形成して導光する導光光学系と、

前記マルチモードファイバの屈曲状態を一定の形状に保持する保持部材と、
を備え、

前記マルチモードファイバは、前記マルチモードファイバの入射端に入射するレーザ光のビーム径を含むレーザ光の入射条件、レーザ光の波長、前記マルチモードファイバのコア径、コア及びクラッドの屈折率に応じて、出射端でのビームプロファイルが所期する形状となるように設定された長さを持つ
ことを特徴とする。

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、照射光学系の複雑化を抑えつつ、レーザ光のエネルギー損失を抑えて、適切なビームプロファイルを持つレーザ光を得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図１は患者眼の光凝固治療を行う眼科用レーザ治療装置の光学系及び制御系の概略構成図である。

【００１１】

眼科用レーザ治療装置１００は、大別して、治療レーザ光源ユニット１０が配置された本体部１００Ａと、治療レーザ光を患者眼へと照射する照射光学系８０及びマルチモードファイバ９０が配置されたデリバリ部１００Ｂ（レーザ照射ユニット）であって、患者眼を観察するスリットランプに取り付けられたデリバリ部１００Ｂと、治療レーザ光源ユニット１０からのレーザ光をデリバリ部１００Ｂに配置されたマルチモードファイバ９０に導光するシングルモードのファイバ５０を含む導光光学系と、を備える。本体部１００Ａとデリバリ部１００Ｂは、個別のユニットであり、離れた位置に置かれて使用される。ファイバ５０は、離れた位置に置かれた本体部１００Ａとスリットランプデリバリ部１００Ｂを光学的に繋ぐ役割を持つ。

【００１２】

本体部１００Ａは、治療レーザ光を出射するレーザ光源ユニット１０と、治療レーザ光の出力、照射時間、ビームプロファイル等の治療レーザ光の照射条件、装置の必要な設定・操作を行う操作ユニット２０、装置全体を制御する制御ユニット３０を備える。デリバリ部１００Ｂが取り付けられるスリットランプは、患者眼を照明する照明ユニット６０、観察光学系としての双眼の顕微鏡ユニット７０を備える。

【００１３】

本体部１００Ａに配置されたレーザ光源ユニット１０は、ファイバレーザ光源１２と波長変換素子を組み合わせて、治療に適した可視光領域のレーザ光を出射する構成とする。フ

10

20

30

40

50

ファイバレーザ光源 12 は、励起光源 11 a 及び励起光源 11 a に接続され共振器となるファイバ 11 b とから構成されている。レーザ光源ユニット 10 は、レーザ光をその第 2 高調波に変換する波長変換素子 14 と、ファイバレーザ光源 12 から出射されたレーザ光を波長変換素子 14 に集光する集光光学系としてのレンズ 13 と、波長変換素子 14 を透過したレーザ光を波長により分割するダイクロイックミラー 15、レーザ光を吸収するダンパ 16、レーザ光をファイバ 50 の入射端に集光する結合光学系としてのレンズ 17、レーザ光を遮断する安全シャッタ 18、を備える。

【0014】

ファイバレーザ光源 12 は、土類金属等の特定の元素がドーピングされたシングルモードファイバとされる。ファイバレーザ光源 12 からは、近赤外域のレーザ光、例えば、波長 1064 nm の赤外レーザ光が出射される。波長変換素子 14 は、非線形結晶から作製された素子であり、赤外レーザ光の波長に合わせて周期が決定されている。ここでは、波長変換素子 14 は、波長 1064 nm の赤外レーザ光の第 2 高調波である波長 532 nm の可視レーザ光（治療レーザ光）を得る構成とする。治療レーザ光としては、可視光領域で中長波長（緑色～赤色）の領域が用いられることが好ましい。ダイクロイックミラー 15 は、可視光を透過し、赤外光を反射する特性を持ち、波長変換された治療レーザ光と波長変換されなかった赤外レーザ光を分離する機能を有する。ダイクロイックミラー 15 を透過した治療レーザ光はレンズ 17 を介してファイバ 50 へと入射される。ダイクロイックミラー 15 で反射された赤外レーザ光は、ダンパ 16 へと導かれ吸収される。ファイバ 50 の入射端面側には、安全シャッタ 18 が置かれており、安全シャッタ 18 の光路への挿脱が制御されることにより、レーザ光源ユニット 10 からの治療レーザ光の出射が制御される。なお、図示は略したが、波長変換素子 14 は、高効率で波長変換できるように、温度調節ユニットにより素子全体の温度が調節される構成となっている。

【0015】

ファイバレーザ光源 12 から出射されたレーザ光は、ビーム品質が高く、ビームプロファイルがガウシアン形状（ガウス分布）である。このようなレーザ光は、ガウシアンビームである。レーザ光は、波長変換素子 14 で効率的に波長変換され、レンズ 17 によりファイバ 50 へと入射されデリバリ部 100 B へと導光される。

【0016】

操作ユニット 20 は、治療レーザ光を照射するトリガ信号を入力するためのフットスイッチ 21、入出力手段であるタッチパネル式のモニタ 22、を備える。モニタ 22 の操作により術者はグラフィカルに照射条件等の設定と確認ができる。モニタ 22 には、照射条件設定部 23、治療レーザ光のビームプロファイルを表示するプロファイル表示部 24、ビームプロファイルを自動又は手動により調整するプロファイル調整部 25、を備える。プロファイル調整部 25 は、調整のモードを、自動又は手動に切替えるモードスイッチ 25 a、手動モードにおいてビームプロファイルを調節する信号を入力する調整スイッチ 25 b を備える。調整スイッチ 25 b は、ビームプロファイルをプラス方向又はマイナス方向に変更する 2 つのスイッチを備える。

【0017】

制御ユニット 30 は、装置の統合・制御・判定等を行うユニットであり、励起光源 11 a、安全シャッタ 18、フットスイッチ 21、モニタ 22、メモリ 31 が接続される。また、制御ユニット 30 には、詳細を後述する、シャッタ 85、カメラ 96、エイミング光源 98、温度調節ユニット 92 等、が接続される。メモリ 31 には、照射条件、ビームプロファイルの判定基準等が記憶される。

【0018】

ファイバ 50 は、治療レーザ光のビームプロファイルを維持したまま導光するためのシングルモードファイバである。シングルモードのファイバ 50 からはガウシアンのビームプロファイルを持つレーザ光が出射される。ファイバ 50 のコア径は、本実施形態では、6 μ m とされる。シングルモードのファイバ 50 は、レーザ光の導光中に曲げられたり、揺らされても、導光するレーザ光のビームプロファイルが変わることがない。

【 0 0 1 9 】

次に、デリバリ部 1 0 0 B の構成を説明する。スリット光を投光する照明ユニット 6 0 は、可視光を出射する照明光源、コンデンサレンズ、照明用のスリット光を得るためのスリット板、投光レンズ、分割ミラーを備える。照明ユニット 6 0 には、各光学素子により照明光学系が構成される。照明ユニット 6 0 から出射されたスリット光は、コンタクトレンズ C L を介して患者眼の眼底に投光される。

【 0 0 2 0 】

双眼の顕微鏡ユニット 7 0 は、対物レンズ、変倍用のレンズを切り替え配置する変倍光学系、治療レーザー光の反射光から術者眼 O E を保護する保護フィルタ、光路を折り曲げる正立プリズム群、光量調整用の視野絞り、接眼レンズを備える。顕微鏡ユニット 7 0 は、照明された患者眼 P E の眼底からの反射光を術者眼 O E へと導光する。顕微鏡ユニット 7 0 には、各光学素子により観察光学系が構成される。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、デリバリ部 1 0 0 B に配置される光学系の配置図である。ファイバ 5 0 が接続される照射光学系 8 0 の入射端側にマルチモードファイバ 9 0 が配置されている。マルチモードファイバ 9 0 の入射端 9 0 i には、ファイバ 5 0 から出射したレーザー光がレンズ 8 1 を介して導光される。レーザー光源ユニット 1 0 から出射されたレーザー光をマルチモードファイバ 9 0 に導光する導光光学系は、ファイバ 5 0 及びレンズ 8 1 を含む。ファイバ 5 0 から出射されたガウシアン形状（ガウシアン分布）のビームプロファイルを持つレーザー光は、レンズ 8 1 によって、マルチモードファイバ 9 0 の入射端 9 0 i 上で所定のビーム径に形成される。マルチモードファイバ 9 0 は、出射端 9 0 o からレーザー光を出射するときに、入射端 9 0 i から入射されるレーザーのビームプロファイルを変える光学素子として使用される。ファイバ 5 0 を介してファイバ 9 0 にレーザー光が入射されることとなる。

【 0 0 2 2 】

照射光学系 8 0 は、ファイバ 9 0 の出射端 9 0 o から出射された治療レーザー光を略平行光とするレンズ 8 2、ビームスプリッタ 8 3、ダイクロイックミラー（ビームコンバイナ）8 4、レーザー光を遮蔽するシャッタ 8 5、リレーレンズ 8 6、レーザー光のスポットサイズを変更するために光軸に沿って移動可能なズームレンズ（変倍光学系）8 7、対物レンズ 8 8、反射ミラー 8 9 を備える。

【 0 0 2 3 】

ビームスプリッタ 8 3 の反射方向の光軸上には、レンズ 9 5 と、カメラ 9 6 が配置される。受光ユニットであるカメラ 9 6 は、ファイバ 9 0 の出射端 9 0 o でのレーザー光のビームプロファイルをモニタするセンサの役割を持つ。本実施形態では、カメラ 9 6 は、多数の受光素子を 2 次元状に配列したイメージャ（撮像素子）とし、例えば、CCD カメラとする。なお、受光ユニットとしては、エネルギーの分布を光学的に取得できる構成であればよく、複数の受光素子を一行に配列させたラインセンサであってもよい。レンズ 9 5 は、出射端 9 0 o から出射したレーザー光をカメラ 9 6 の受光面に導光（集光）する役割を持つ。また、ビームスプリッタ 8 3 は、治療レーザー光のほとんどを透過し、一部を反射する特性を持ち、治療レーザー光の損失を抑えつつ、治療レーザー光を受光するカメラ 9 6 の損傷を抑えている。

【 0 0 2 4 】

ダイクロイックミラー 8 4 の上流、かつ、ファイバ 9 0 より下流で、光軸 L 1 と異なる光軸上には、レンズ 9 7 と、エイミング光源 9 8 が配置される。エイミング光源 9 8 は、治療レーザー光のスポット位置を術者に認識させるためのレーザー光を出射する光源である。ここでは、治療レーザー光と異なる波長の可視レーザー光（例えば、波長 6 8 0 n m）を出射する半導体レーザーとする。レンズ 9 7 は、エイミング光源 9 8 から出射されたエイミング光を略平行光とし、治療レーザー光のビーム径と一致させる。レンズ 9 7 は、エイミング光源 9 8 の出射端と出射端 9 0 o を共役関係とする。このようにして、治療レーザー光の光軸 L 1 にエイミング光が合わせられ、治療レーザー光とエイミング光のスポットサイズが照射位置で一致する。ダイクロイックミラー 8 4 は、治療レーザー光を透過し、エイミング光を

反射する特性を持つ。なお、ダイクロイックミラー 84 は、治療レーザー光とエイミング光を合波できる構成であればよく、偏光ビームコンバイナとしてもよい。この場合は、治療レーザー光とエイミング光の偏光軸を互いに直交する構成を加える。

【0025】

シャッタ 85 は、光路に挿入されることで、治療レーザー光を遮り、治療レーザー光を患者眼 P E に照射することなく、カメラ 96 で治療レーザー光のビームプロファイルをモニタする際に用いられる。

【0026】

ファイバ 50 から出射されたレーザー光は、ファイバ 90 でビームプロファイルを整形（変換）され、ダイクロイックミラー 84 等によりエイミング光と合波される。そして、ズームレンズ 87 により、レーザー光（治療レーザー光及びエイミング光）のスポットサイズ（結像面でのビーム径）を変更され、対物レンズ 88、反射ミラー 89 を経て、コンタクトレンズ C L を介して患者眼 P E の眼底へと照射される。照射光学系 80 では、ファイバ 90 の出射端 90 o を、ズームレンズ 87 により治療に適したスポットサイズ（例えば、200 ~ 500 μm ）に変倍して、患者眼 P E の眼底へと結像させるパーフォーカル光学系の照射光学系 80 a が構成される。

【0027】

ファイバ 90 は、マルチモードファイバであり、本実施形態では、コア径 50 μm のステップインデックス型ファイバとする。ファイバ 90 のコア屈折率は、1.458、クラッドの屈折率は、1.453 とする。レンズ 81 は、出射端 50 o から出射された治療レーザー光を略平行光としてファイバ 90 の入射端 90 i へと入射させる役割を持つ。また、本実施形態では、入射端 90 i での治療レーザー光のビーム径が 20 μm となるように、出射端 50、レンズ 81、ファイバ 90 の関係が定められる。本実施形態では、略平行光とされた治療レーザー光のビームウエストが、入射端 90 i で最小となるようにレンズ 81 とファイバ 90 の距離が決定されている。

【0028】

ファイバ 90 は、保持部材 91 に保持されている。保持部材 91 は、ファイバ 90 の屈曲形状を一定の形状に保持し、照射光学系 80 の筐体に固定配置させる。また、保持部材 91 には、ファイバ 90 の温度を調節することで、ファイバ 90 内を透過するレーザー光のモードを調節（変調）するための温度調節ユニット（ビームプロファイル調節ユニット）92 が取り付けられている。保持部材 91 は、ファイバ 90 を一定、例えば、直線状に保持できるような剛性を有すると共に、温度調節ユニット 92 による温度制御が適切に行える程度の伝熱性を有する素材で形成される。本実施形態では、伝熱性が高く剛性の高い金属（例えば、アルミ、銅）で形成されるものを用いる。保持部材 91 には、ファイバ 90 を直線状にガイドするガイド溝が形成されている。温度調節ユニット 92 は、ペルチェ素子を有し、制御ユニット 30 の指令信号に基づいて、温度の加熱・吸熱を制御できる構成とする。温度調節ユニット 92 によりファイバ 90 内の温度が変更されることにより、ファイバ 90 内を通るレーザー光の光路が変更され、出射端 90 でのビームプロファイルが変更される。本実施形態では、ファイバ 90 の形状は、効率的、かつ、偏りの少ないビームプロファイルを整形するために直線状に配置されることが好ましい。

【0029】

次に、マルチモードファイバ 90 の出射端から出射されるレーザー光のビームプロファイルを所望の形状にするための設定方法を説明する。図 3 は、ファイバ 90 周辺の拡大模式図である。ファイバ 90 に入射された治療レーザー光は、ファイバ 90 内で複数のモードに分けられ、コアとクラッドの境界面で全反射しつつ出射端 90 へと向かう（伝播する）。このとき、ファイバ 90 の長手方向（長さ方向）の各位置において、異なるモードの重なりによってビームプロファイルが変化する。

【0030】

本実施形態では、波動方程式を用いた計算機シミュレーションにより、ファイバ 90 における各位置でのビームプロファイルを求めた。そして、光凝固治療に適したビームプロ

10

20

30

40

50

ファイルを選択した（ファイバ90の長さを決めた）。シミュレータとしては、OptiFiber(Optiwave社)を用いた。ユーザが定義するパラメータとしては、ファイバのコア径及びクラッド径、コア及びクラッドの屈折率（又は屈折率比）、ファイバ長、ファイバ形状（直線のみ）、レーザ光の波長、レーザ光の入射ビーム径、である。なお、ファイバ長とは、入射端からのある距離であり、ファイバ上の位置を示す。検証では、定常状態でのビームプロファイルを求めた。上記のパラメータのうち、ビーム径を変更した。本検証では、入射条件を固定し、直線状に配置したマルチモードファイバにおいて、入射端から0.5mmステップ毎のビームプロファイルの演算結果を確認し、所期するビームプロファイルの位置を選択した。

【0031】

図3では、入射端90iを基準として長手方向に沿ってZ軸を定め、Z軸上での各位置に置けるビームプロファイルを模式的に示す。各位置を、Z0~Z7とし、それぞれ入射端90iから、Z0=0.0mm、Z1=0.5mm、Z2=1.0mm、Z3=2.0mm、Z4=3.0mm、Z5=4.0mm、Z6=5.0mm、Z7=6.0mmとした。また、説明の簡便のため、出射端90（位置Z5）から点線で示すファイバ90Aを延長して仮想的に図示した。従って、Z5~Z7は、ファイバ90Aでの仮想的な位置を示す。また、各位置に対応して、ビームプロファイルを模式的に示す。ビームプロファイルは、ファイバ90（あるいはファイバ90A）の中心軸を通る断面でのエネルギー分布を示したものであり、横軸が距離、縦軸がエネルギー量を示す。

【0032】

シングルモードファイバ50から出射したレーザ光はレンズ81により略平行光とされ、入射端90iには20μm径のレーザ光が入射されるものとする。レーザ光の波長は532nmとする。この入射条件で、ファイバ90のZ方向の各位置でのビームプロファイルの整形状態の変化をシミュレーションした結果が、図3に示される。なお、シミュレーションの簡便化のため、レーザ光のビームウエストが入射端90iに位置する設定とする。

【0033】

シングルモードファイバ50からはガウシアン形状のビームプロファイルを持つレーザ光が出射されるため、入射端90iの位置Z0では、ビーム径20μmで、ビームプロファイルはガウシアン形状となる。レーザ光は、Z1、Z2に向かうに従って、ビーム径は拡がり、各モードが重なりあって、ビームプロファイルが変化する。Z1、Z2ではガウシアンのビームプロファイルが崩れ、Z3では中心部のプロファイルがガウシアン形状から大きく崩れる。この位置では、さらに各モードが重なり合いビームプロファイルが大幅に変化する。Z4でのビームプロファイル（光軸を通る断面）は、中心部が窪み、周辺部が高い凹状（双峰性の形状）となる。その後、Z5~Z7でのビームプロファイルは、再びガウシアン形状となり、ビーム径が小さくなる。Z0~Z7において、Z4でのビーム径が概ねファイバ90のコア径（50μm）となる。また、Z4を境に、Z0~Z3と、Z5~Z7のビームプロファイルにある程度の共通性が見られる。すなわち、ビームプロファイルがある程度の繰り返し性を持って変化する傾向が見られる。そして、光凝固治療に適したビームプロファイルとして中心部が窪んだ凹状を得る場合には、Z4の位置（繰り返しのZ4と同じとなる位置）が出射端90となるように、ファイバ90の長さを調整する。

【0034】

図4は、ファイバ90の長さを位置Z4（3mm）とした状態で、入射端90iに入射するビーム径を変えたときに、出射端90から出射するレーザ光のビームプロファイルをシミュレーションした結果である。シミュレーションでは、ビーム径を、D0~D7の異なる径とした。仮想的にレンズ81の屈折力、配置位置を変え、いずれのビーム径においてもレーザ光は平行光としてシミュレーションを行った。

【0035】

図4に示すように、ビーム径D1、D2、D3のときのビームプロファイルは、中央部

10

20

30

40

50

が窪んだ凹状となる。ビーム径D0でのビームプロファイルは、中央部にエネルギーのピークがみられる。また、ビーム径D4～D7のビームプロファイルでは、中央部にある程度のエネルギーがみられる。このようにして、ファイバ90に入射されるレーザ光のビーム径を変えることによって、出射端90でのビームプロファイルが変化することがわかる。

【0036】

このような結果から、ファイバ90を3.0mmとした場合に、ファイバ90に入射されるレーザ光のビーム径は、15～25μmの範囲が好ましいことがわかる。ここでは、レーザ光のビーム径が20μmとなるように、レンズ81の屈折力、配置位置を調整する。

【0037】

また、上記で説明した図3、図4では、入射端90iに入射するレーザ光の入射条件として略平行光が入射されるものとしたが、マルチモードのファイバ90から出射されるレーザ光のビームプロファイルは、入射端90iに入射するビームの拡がり角（発散角）によっても影響を受ける場合もある。このため、所望のビームプロファイルを得るために、ファイバ90に入射するレーザ光の拡がり角の条件を想定してもよい。

【0038】

また、ファイバ90から出射されるレーザ光のビームプロファイルは、ファイバ90の環境温度によっても変化する場合もある。このため、温度調節ユニット92によって、ファイバ90を一定の温度に維持することが好ましい。

【0039】

なお、以上の説明では、ファイバ90に入射される治療レーザ光を1つの波長としたが、異なる波長のレーザ光を入射する構成としてもよい。詳細な説明は略すが、光凝固に使用される可視域の中波長（例えば、緑色、黄色）のレーザ光を用いたシミュレーションでは、波長によってビームプロファイルは大きく変化していなかった。但し、それぞれのレーザ光は、波長幅が狭いレーザ光としてシミュレーションした。波長が異なっても、ファイバ90に入射する条件（ビーム径）がほとんど変わらないため、出射端90でのビームプロファイルに波長による差はほとんどなく、実用上問題ない。治療レーザ光としては、例えば、第2波長のレーザ光を出射する第2レーザ光源として、波長577nmの治療レーザ光を出射するファイバレーザを備えるレーザ光源ユニットを本体部に組み込み、第1波長（上記、波長532nm）のレーザ光を出射する第1レーザ光源ユニットと、切替えて用いる構成が挙げられる。

【0040】

なお、以上の説明では、ファイバ90に入射する（治療）レーザ光は、ファイバレーザ等の比較的ビーム品質が高く、波長幅が狭いレーザ光とした。半導体レーザ等の比較的ビーム品質が低く、波長幅（スペクトル幅）が広いレーザ光をファイバ90に入射させると、多数のモードが重なり合い、出射端90で所期する形状のビームプロファイルを得にくい。例えば、出射端90において、治療レーザ光はビーム径がコア径と一致するが、半導体レーザ光では、コア径より小さくなってしまふ。このため、エイミング光は、ファイバ90を通さない構成とすることが好ましい。

【0041】

以上のような構成を備える装置において、手術時の動作を説明する。術者は手術に先立ち、治療レーザ光の照射条件の設定及びビームプロファイルの確認を行う。装置100の電源を入れると、モニタ22の照射条件設定部23に現在の照射条件が表示される。術者は、治療レーザ光の出力等の照射条件を設定する。次に、治療レーザ光のビームプロファイルの確認或いは調整を行う。術者は、プロファイル調整部25を操作し、治療レーザ光のビームプロファイルをプロファイル表示部24に表示させる。ビームプロファイルは以下のようにして取得・表示される。制御ユニット30は、プロファイル調整部25が操作されると、シャッタ85を光路に挿入すると共に安全シャッタ18を光路から外し、励起光源11aを駆動する（テスト照射）。励起光源11aの駆動により、レーザ照射ユニット10から治療レーザ光が出射されファイバ50にて導光される。治療レーザ

10

20

30

40

50

光は、ファイバ 90 にてビームプロファイルを整形され、カメラ 96 に入射される。このとき、光軸 L1 上の治療レーザー光はシャッタ 85 に遮断され、患者眼 PE に照射されることはない。治療レーザー光を受光したカメラ 96 は、治療レーザー光のエネルギー分布（光量の分布）を電子的な 2 次元情報として制御ユニット 30 に送る。制御ユニット 30 は、カメラ 96 からの信号に基づき、治療レーザー光のビームプロファイルをプロファイル表示部 24 に表示する。本実施形態では、横軸を位置、縦軸をエネルギー強度とし、2 次元情報から光軸 L1 を通るある直線で情報を切り出した 1 次元情報を表示する構成とする。なお、プロファイル表示としては、カメラ 96 で受光した 2 次元情報において、エネルギー強度を濃淡表示或いはカラー表示するマップとしてもよい。

【0042】

術者は、ビームプロファイルを確認し、ビームプロファイルの調整を手動又は自動で行う。ここで、ビームプロファイルの自動調整について説明する。術者が、モードスイッチ 25a で調整モードを自動に設定すると、制御ユニット 30 は、取得したビームプロファイルと、メモリ 31 に予め記憶されていた判定基準とを比較する。制御ユニット 30 は、比較によって得られた差分情報に基づき、温度調節ユニット 98 を駆動する。制御ユニット 30 は、差分情報がゼロ或いは許容量に収まるようにファイバ 90 の温度を変更し、出射端 90 でのビームプロファイルを調整する。

【0043】

次に、ビームプロファイルの手動調整について説明する。術者が、モードスイッチ 25a で調整モードを手動に設定すると、制御ユニット 30 は、調整スイッチ 25b の操作を可能とする。そして、制御ユニット 30 は、連続的にテスト照射を行い、プロファイル表示部 24 に逐次治療レーザー光のビームプロファイルを表示する。術者は、ビームプロファイルを確認しながら、調整スイッチ 25b を操作して、所期するビームプロファイルを決定する（操作をやめる）。

【0044】

治療レーザー光のビームプロファイルが調整されると、制御ユニット 30 は、現在の温度調節ユニット 98 での温度情報をメモリ 31 に記憶し、以後の治療の設定情報として利用する。

【0045】

装置 100 の設定が終わると、術者は患者眼を観察及びスポットの位置合せを行う。照明ユニット 60 を操作し、照明光によって眼底を照明する。眼底は顕微鏡ユニット 70 を通して観察される。術者は、図示なきスイッチによりエイミング光源 98 を点灯し、スポット径を調整して、所望のスポットサイズとする。エイミング光は、ファイバ 90 を介することなく、患者眼 PE の眼底に照射されるため、円状のスポットとして観察される。術者はエイミング光の患部への位置合わせを行った後、フットスイッチ 21 を押して治療レーザー光の照射を行う。

【0046】

このとき、制御ユニット 30 は、安全シャッタ 19 及びシャッタ 85 を光路から外し、励起光源 11a を駆動する。励起光が入射されたファイバ 11b からは赤外レーザー光が出射（発振）され、赤外レーザー光は波長変換素子 14 により可視の治療レーザー光に変換され、ファイバ 50 へと入射される。ファイバ 50 から出射された治療レーザー光は、レンズ 81 に略平行光とされ、ファイバ 90 に入射される。治療レーザー光は、ファイバ 90 内でビームプロファイルを変えられ、出射端 90 でのビームプロファイルを光凝固治療に適した所期する形状とされる。治療レーザー光は、レンズ 82 から対物レンズ 88 までのレンズ系でレーザー光のスポットとされ、反射ミラー 89、コンタクトレンズ CL を介して患者眼 PE の眼底へと照射される。このとき、眼底でのスポットのビームプロファイルは、断面としては中心部が周辺部に比べて窪んだ形状となる。スポットを正面からみるとリング状（ドーナツ状）となる。光凝固では、エネルギー強度が中央部で窪んだビームプロファイルにすると、中央部に熱が集まりにくくなり、均一な焼け具合の凝固斑が形成され易くなる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

術者はレーザ照射により眼底に形成された凝固斑を観察し、その焼け具合を確認する。ビームプロファイルの中央部の窪みを大きくしたことにより、凝固斑の中央部での焼けが少なくなりすぎた場合には、モードスイッチ 2 5 a で調整モードを自動モードとして、調整スイッチ 2 5 b を操作してプロファイル表示部 2 4 で確認しながら、ビームプロファイルを調整する。

【 0 0 4 8 】

以上のように、照射光学系の複雑化を抑えつつ、レーザ光のエネルギー損失を抑えて、適切なビームプロファイルを持つレーザ光を得られる。また、本体部 1 0 0 A とスリットランプデリバリ部 1 0 0 B をシングルモードファイバで接続する構成とすることにより、レーザ光の伝送効率を損なうことなく、治療レーザ光を患者眼に照射でき、本体部を小型化できる。また、ファイバ 9 0 を介することなく、エイミング光を患者眼 P E に照射する構成とすることにより、エイミング光と治療レーザ光のスポットの径を一致させることができ、治療レーザ光の照射位置を決めやすい。特に、本実施形態のように、エイミング光と治療レーザ光の波長が比較的離れている場合、治療レーザ光に加えてエイミング光をファイバ 9 0 に入射させると、出射端 9 0 でのビームプロファイル及びビーム径が治療レーザ光とエイミング光で異なる。これは、半導体レーザから出射されたエイミング光が比較的波長幅の広い（数 nm 程度）レーザ光であるため、ファイバ 9 0 により様々な波長が重なり合い、治療レーザ光に比べてビームプロファイルが大きく変わってしまうことに依っている。前述の構成により、エイミング光をファイバ 9 0 に通すことなくエイミング光のスポットが得られる。これによって、エイミング光のスポットサイズと治療レーザ光のスポットサイズが異なり、照準合わせ等が複雑になってしまう問題を抑制できる。

【 0 0 4 9 】

次に、本発明の第 2 実施形態を説明する。ここでは、波長の異なる 2 つのレーザ光源（可視光において中波長と長波長のレーザ光とする）を用いる構成を例に挙げる。前述のように、波長が比較的近いレーザ光、例えば、5 3 2 nm と 5 7 7 nm をレーザ光源として用いた場合、出射端 9 0 でのビームプロファイルはほぼ同じである。しかしながら、波長が比較的離れている場合、例えば、5 3 2 nm と 6 4 7 nm の場合では、出射端 9 0 でのビームプロファイルは異なってしまう。以下では、この問題に対応してファイバ 9 0 の長さ（ファイバ長）を設定する方法について説明する。

【 0 0 5 0 】

図 5 は、第 2 実施形態の眼科用レーザ治療装置の構成図である。レーザ光源ユニット 1 1 0 において、前述と同様の部材は同符号を付して説明を略す。レーザ光源ユニット 1 1 0 は、第 1 波長（5 3 2 nm）と異なる第 2 波長（6 4 7 nm）のレーザ光を出射するレーザ光源 1 1 2、集光レンズ 1 1 3、反射ミラー 1 1 4、第 1 波長のレーザ光と第 2 波長のレーザ光とを同軸とするためのビームスプリッタ 1 1 5、を備える。本実施形態では、レーザ光源 1 1 2 に、固体レーザ光源を用いる。ビームスプリッタ 1 1 5 は、第 1 波長のレーザ光を透過し、第 2 波長のレーザ光を反射する特性を有するダイクロイックミラーであることが好ましい。レーザ光源 1 1 2 は、制御ユニット 3 0 に接続され、レーザ光の出射を制御される。また、導光光学系は、図 1 と同様とし、以下の手法により求めたファイバ長のみ異なる構成とする。

【 0 0 5 1 】

図示は略すが、第 2 波長のレーザ光を用いた場合でも、図 3 と同様に所期するビームプロファイルの出現に繰り返し性が見られる。本実施形態では、第 1 波長の所期するビームプロファイルの位置と、第 2 波長の所期するビームプロファイル（例えば、凹状の形状）位置を、シミュレーション結果から求め、2 つの波長での所期するビームプロファイルが略一致する位置を求めた。2 つの波長の所期するビームプロファイルを共に中心部が窪み、周辺部が高い凹状とする場合、ファイバの入射端 9 0 i からの距離は、1 4 2 mm であった。

【 0 0 5 2 】

従って、ファイバ 90 のファイバ長を 142 mm と設定することにより、レーザ光源ユニット 110 に、波長の異なるレーザ光源を搭載した場合であっても、単一のマルチモードファイバ 90 を用いて凹状のビームプロファイルを得ることができる。これにより、部品点数等を抑制し、装置を大型化することなく、多波長の治療レーザ光を出射可能な装置が得られる。なお、第 1 及び第 2 波長において初期するビームプロファイルが出現する位置はできるだけ入射端から短いことが好ましい。また、異なる波長の所期するビームプロファイルを一致させるために、入射条件を調整する構成としてもよい。

【0053】

なお、以上の説明では、本体部 100 A で治療レーザ光を得て、ファイバ 50 で導光する構成としたが、ファイバ 50 で赤外レーザ光を導光し、スリットランプデリバリ部 100 B で治療レーザ光を得る構成としてもよい。例えば、波長変換素子、レンズ等をスリットランプデリバリ部に配置し、ファイバレーザのファイバをファイバ 50 として用いる構成とする。これにより、本体部が小型化できる。また、ファイバレーザのファイバを導光用のファイバに用いることができるため、装置の部品点数を減らすことができる。

【0054】

なお、以上説明した本実施形態では、シングルモードファイバ 50 から出射されたレーザ光をマルチモードファイバ 90 に入射させる構成としたが、マルチモードファイバ 90 に入射されるレーザ光のビームプロファイルがガウシアン形状であれば、シングルモードファイバ 50 を持たない導光光学系であっても良い。例えば、固体レーザ光源のように、ガウス分布のレーザ光を出射するレーザ光源を使用する場合、ファイバ 50 の代わりに、照射光学系 80 の入射端側に固体レーザ光源を設ける。この固体レーザ光源から直接出射されたガウス分布のレーザ光を、レンズ 81 によってファイバ 90 の入射端上で所定の径（ファイバ 50 がある場合と同じ径）に形成して、ファイバ 90 に入射させる構成としてもよい。

【0055】

なお、以上説明した本実施形態では、出射端 90 でのビームプロファイルを調整するために、温度調節ユニット 92 を用いる構成としたが、入射端 90 i への治療レーザ光の入射条件を調節する構成としてもよい。ファイバ 90 内を通るレーザ光の光路を変更することによって、出射端 90 でのビームプロファイルを整形できる構成であればよい。図 6 に示すように、レンズ 81 を、光軸 L1 に沿って移動させる移動機構 81 a を設ける。移動機構 81 a は、制御ユニット 30 により駆動される構成としてもよいし、手動により動かされる構成でもよい。レンズ 81 が移動機構 81 a により移動され、点線で示されたレンズ 81 z の位置に移動されると、ファイバ 90 に入射するレーザ光のビーム径が光束 B1 から光束 B2 に変更される。このようにして、ビーム径の変更されたレーザ光のビームプロファイルは、ファイバ 90 で整形される。このとき、光束 B1 と光束 B2 の出射端 90 でのビームプロファイルは異なることとなる。なお、レンズ 81 は、傾斜、焦点距離の変更等によって、ファイバ 90 に入射するレーザ光のビーム径及び／又は拡がり角を調節する構成としてもよい。

【0056】

なお、以上の説明では、治療レーザ光のビームプロファイルを温度調節ユニット等で調整する構成としたが、装置の使用中に治療レーザ光のビームプロファイルが所期する形状に維持できれば、必ずしも必要ない。

【0057】

なお、以上説明した本実施形態では、演算結果に基づいて所期するビームプロファイルの位置を定め、ファイバ長、入射条件等を定める構成としたがこれに限らない。演算結果からビームプロファイルが出現する規則を求め、規則に基づいてファイバ長等を定める（推定）する手法としてもよい。

【0058】

なお、以上説明した本実施形態では、シミュレーションを用いて、所期するビームプロファイルの位置を求める構成としたが、これに限らない。レーザ光の波長、入射条件、マ

10

20

30

40

50

ルチモードファイバの屈曲状態を定め、ファイバの出射端でのビームプロファイルをセンサによってモニタしながら、ファイバ長を定めてもよい。また、ビームプロファイルをモニタしながら、入射条件等を調整してもよい。

【 0 0 5 9 】

なお、以上説明した実施形態では、ファイバ 5 0 から出射したレーザ光をレンズ 8 1 (8 1 a) を介してファイバ 9 0 に入射させ、レーザ光のビーム径を入射端 9 0 i 上で所定の径とする構成としたが、これに限らない。レーザ光源ユニットからのレーザ光をシングルモードファイバを介してマルチモードファイバに入射させる構成であればよく、シングルモードファイバとマルチモードファイバの間にレンズ等を配置せず、ファイバ同士を近接させるか、融着させ、レーザ光を導光する構成としてもよい。ファイバ同士を近接させた場合は、シングルモードファイバの出射角とファイバ間隔によって、マルチモードファイバの入射端上でのビーム径が定まる。ファイバ同士を融着させた場合、シングルモードファイバのコア径が、マルチモードファイバの入射端上でのビーム径となる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 0 】

【図 1】眼科用レーザ治療装置の光学系及び制御系の概略構成図である。

【図 2】レーザ照射ユニットの光学系を説明する図である。

【図 3】ファイバ周辺の模式的拡大図とビームプロファイルのシミュレーション結果を示す図である。

【図 4】ファイバに入射するレーザ光のビーム径を変えた場合のビームプロファイルのシミュレーション結果を示す図である。

20

【図 5】本発明の第 2 実施形態のレーザ光源ユニットの構成図である。

【図 6】本発明の第 3 実施形態の構成を説明する図である。

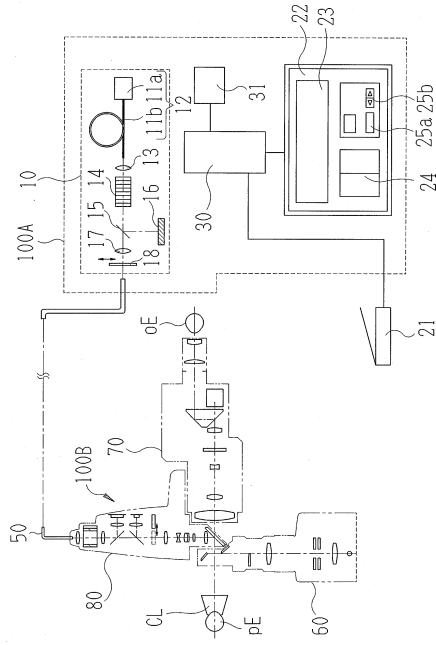
【符号の説明】

【 0 0 6 1 】

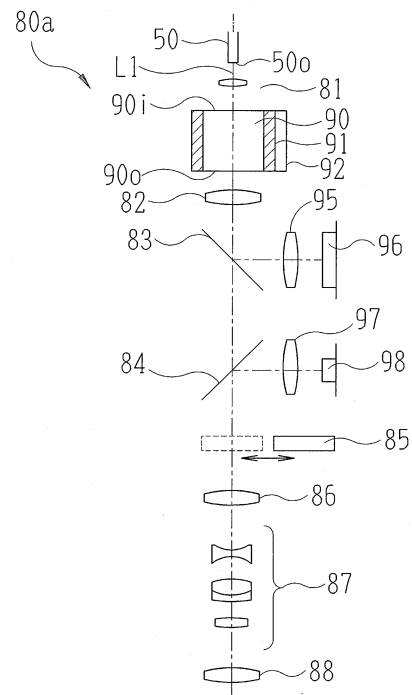
- 1 0 レーザ光源ユニット
- 2 0 操作ユニット
- 3 0 制御ユニット
- 5 0、9 0 ファイバ
- 6 0 照明ユニット
- 7 0 顕微鏡ユニット
- 8 0 レーザ照射ユニット
- 9 1 保持部材
- 9 2 温度調節ユニット
- 1 0 0 眼科用レーザ治療装置
- 1 0 0 A 本体部
- 1 0 0 B スリットランプデリバリ部

30

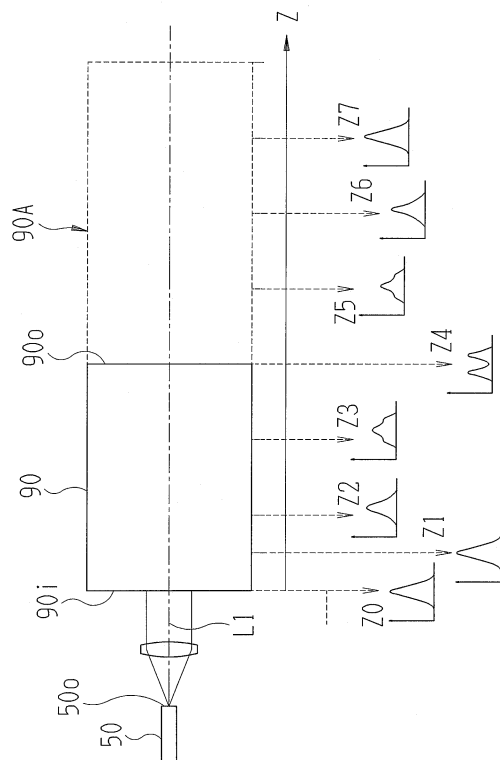
【 図 1 】



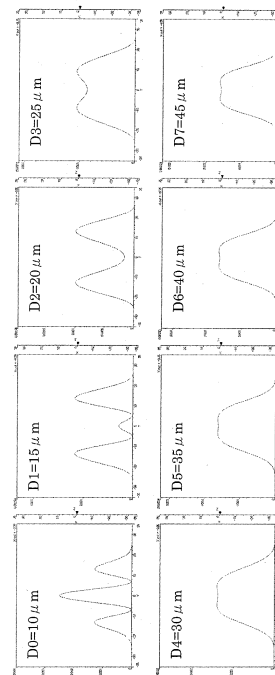
【 図 2 】



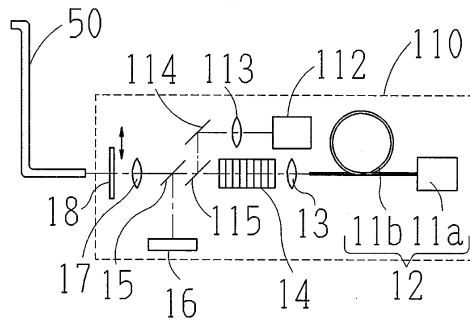
【 図 3 】



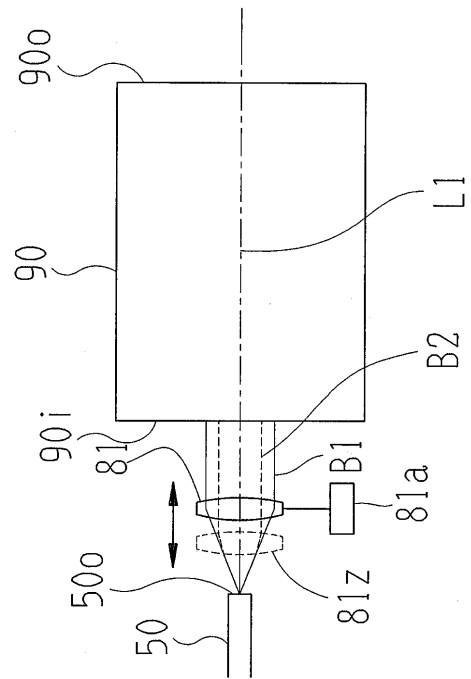
【 図 4 】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2008-245833(JP,A)
特開2008-099923(JP,A)
米国特許第06213998(US,B1)
米国特許出願公開第2008/0243108(US,A1)
特開平06-224507(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 F	9 / 0 0 8
A 6 1 B	1 8 / 2 0
A 6 1 N	5 / 0 6 7