

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4723780号
(P4723780)

(45) 発行日 平成23年7月13日 (2011. 7. 13)

(24) 登録日 平成23年4月15日 (2011. 4. 15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 F 9/007 (2006. 01)

A 6 1 B 3/10 (2006. 01)

A 6 1 F 9/00 5 0 5

A 6 1 B 3/10 M

A 6 1 B 3/10 H

A 6 1 F 9/00 5 1 2

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2001-531076 (P2001-531076)
 (86) (22) 出願日 平成12年8月3日 (2000. 8. 3)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2000/005250
 (87) 国際公開番号 W02001/028479
 (87) 国際公開日 平成13年4月26日 (2001. 4. 26)
 審査請求日 平成19年7月23日 (2007. 7. 23)
 (31) 優先権主張番号 特願平11-300148
 (32) 優先日 平成11年10月21日 (1999. 10. 21)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市抬石町前浜 3 4 番地 1 4
 (74) 代理人 100095669
 弁理士 上野 登
 (72) 発明者 藤枝 正直
 愛知県豊橋市川崎町 1 5 3 番地
 (72) 発明者 伴 幸信
 愛知県西尾市菱池町新田 2 0 番地
 (72) 発明者 小柳津 昌宏
 愛知県蒲郡市竹谷町松田 4 7 - 8

審査官 胡谷 佳津志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 角膜切除量決定装置及び角膜手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

角膜屈折矯正手術のための角膜切除量を求める角膜切除量決定装置は、
 患者眼の術前の角膜形状データを入力する第 1 入力手段と、
 患者眼の術後に予定する（矯正目標とする）角膜形状データを入力する第 2 入力手段と

、
 第 1 入力手段及び第 2 入力手段によって入力されたデータに基づき、患者眼の角膜切除量データを対称成分の切除量データと非対称成分の切除量データとに分けて求める切除量演算手段と、

切除量演算手段による演算結果を出力する出力手段と、を有する。

10

【請求項 2】

請求項 1 の角膜切除量決定装置は、さらに、

患者眼の術前の角膜曲率半径の分布データを測定するための角膜形状測定手段と、

患者眼の術前の眼屈折力の分布データを測定するための眼屈折力測定手段と、

角膜形状測定手段による測定結果と眼屈折力測定手段による測定結果とに基づいて患者眼の等価正視角膜屈折力の分布データを求め、得られた等価正視角膜屈折力の分布データに基づいて術後に予定する（矯正目標とする）患者眼の角膜曲率半径の分布データを求める角膜形状演算手段と、を有し、

第 1 入力手段は、角膜形状測定手段による測定結果を切除量演算手段に入力し、

第 2 入力手段は、角膜形状演算手段による演算結果を切除量演算手段に入力する。

20

【請求項 3】

患者眼の角膜をレーザービームで切除することによって屈折異常を矯正する角膜手術装置は、

患者眼の術前の角膜形状データを入力する第 1 入力手段と、

患者眼の術後に予定する（矯正目標とする）角膜形状データを入力する第 2 入力手段と、

第 1 入力手段及び第 2 入力手段によって入力されたデータに基づき、患者眼の角膜切除量データを対称成分の切除量データと非対称成分の切除量データとに分けて求める切除量演算手段と、

得られた対称成分の切除量データに基づいて角膜の切除を行う第 1 切除手段と、

得られた非対称成分の切除量データに基づいて角膜の切除を行う第 2 切除手段と、を有する。

10

【請求項 4】

角膜屈折矯正手術のための角膜切除量を求める角膜切除量決定装置は、

患者眼の術前の角膜曲率半径の分布データを測定するための角膜形状測定手段と、

患者眼の術前の眼屈折力の分布データを測定するための眼屈折力測定手段と、

角膜形状測定手段による測定結果と眼屈折力測定手段による測定結果とに基づいて患者眼の等価正視角膜屈折力の分布データを求め、得られた等価正視角膜屈折力の分布データに基づいて術後に予定する（矯正目標とする）患者眼の角膜曲率半径の分布データを求める角膜形状演算手段と、

20

角膜形状測定手段による測定結果と角膜形状演算手段による演算結果とに基づき、患者眼の角膜切除量データを対称成分の切除量データと非対称成分の切除量データとに分けて求める切除量演算手段と、

切除量演算手段による演算結果を出力する出力手段と、を有する。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

本発明は、角膜表面を切除してその形状を変化させることによって眼の屈折異常を矯正する屈折矯正手術のための角膜切除量決定装置及び角膜手術装置に関する。

【背景技術】

レーザービームで角膜表面（角膜実質等）を切除（アブレーション）しその形状を変化させることによって眼の屈折異常を矯正する屈折矯正手術が知られている。この手術では、被手術眼（患者眼）の角膜形状（角膜表面形状）と眼屈折力を得ることにより、矯正に必要な角膜切除量を算出している。従来、この切除量算出は次のようにしていた。

30

被手術眼の角膜表面を球面やトーリック面と仮定し、角膜形状測定による術前の平均角膜曲率半径から求まる角膜形状を想定する。そして、自覚眼屈折力測定や他覚眼屈折力測定で求まる S（球面度数）、C（乱視度数）、A（乱視軸角度）の値に基づき、術後に予定する角膜形状も球面又はトーリック面となるものとして切除量を算出する。

しかしながら、人間の眼の角膜は、常に球面やトーリック面などの対称形状ではなく、不正乱視等で角膜形状が部分的に異なる非対称形状の場合がある。従って、適切な屈折矯正手術をするためには、球面やトーリック面などの対称形状（対称成分）のみの切除データ（角膜切除量データ）の算出では不十分である。

40

本発明は、上記従来技術に鑑み、角膜形状や眼屈折力に基づいて適切な屈折矯正手術を行うための角膜切除量を算出することができる角膜切除量決定装置、及び求めた角膜切除量に基づいて効率良く手術が行える角膜手術装置を提供することを技術課題とする。

【発明の開示】

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。

本発明に係る請求項 1 に記載の角膜屈折矯正手術のための角膜切除量を求める角膜切除量決定装置は、患者眼の術前の角膜形状データを入力する第 1 入力手段と、患者眼の術後に予定する（矯正目標とする）角膜形状データを入力する第 2 入力手段と、第 1 入力手段及び第 2 入力手段によって入力されたデータに基づき、患者眼の角膜切除量データを対称

50

成分の切除量データと非対称成分の切除量データとに分けて求める切除量演算手段と、切除量演算手段による演算結果を出力する出力手段と、を有することを要旨とするものである。

更に、請求項 1 に記載の角膜切除量決定装置は、請求項 2 に記載のように、更に、患者眼の術前の角膜曲率半径の分布データを測定するための角膜形状測定手段と、患者眼の術前の眼屈折力の分布データを測定するための眼屈折力測定手段と、角膜形状測定手段による測定結果と眼屈折力測定手段による測定結果とに基づいて患者眼の等価正視角膜屈折力の分布データを求め、得られた等価正視角膜屈折力の分布データに基づいて術後に予定する（矯正目標とする）患者眼の角膜曲率半径の分布データを求める角膜形状演算手段と、を有し、前記第 1 入力手段が、角膜形状測定手段による測定結果を切除量演算手段に入力し、前記第 2 入力手段が、角膜形状演算手段による演算結果を切除量演算手段に入力するものであるとよい。

10

本発明に係る請求項 3 に記載の患者眼の角膜をレーザビームで切除することによって屈折異常を矯正する角膜手術装置は、患者眼の術前の角膜形状データを入力する第 1 入力手段と、患者眼の術後に予定する（矯正目標とする）角膜形状データを入力する第 2 入力手段と、第 1 入力手段及び第 2 入力手段によって入力されたデータに基づき、患者眼の角膜切除量データを対称成分の切除量データと非対称成分の切除量データとに分けて求める切除量演算手段と、得られた対称成分の切除量データに基づいて角膜の切除を行う第 1 切除手段と、得られた非対称成分の切除量データに基づいて角膜の切除を行う第 2 切除手段と、を有することを要旨とするものである。

20

本発明に係る請求項 4 に記載の角膜屈折矯正手術のための角膜切除量を求める角膜切除量決定装置は、患者眼の術前の角膜曲率半径の分布データを測定するための角膜形状測定手段と、患者眼の術前の眼屈折力の分布データを測定するための眼屈折力測定手段と、角膜形状測定手段による測定結果と眼屈折力測定手段による測定結果とに基づいて患者眼の等価正視角膜屈折力の分布データを求め、得られた等価正視角膜屈折力の分布データに基づいて術後に予定する（矯正目標とする）患者眼の角膜曲率半径の分布データを求める角膜形状演算手段と、角膜形状測定手段による測定結果と角膜形状演算手段による演算結果とに基づき、患者眼の角膜切除量データを対称成分の切除量データと非対称成分の切除量データとに分けて求める切除量演算手段と、切除量演算手段による演算結果を出力する出力手段と、を有することを要旨とするものである。

30

【図面の簡単な説明】

図 1 は、本実施形態の角膜切除量決定装置の光学系概略構成図である。

図 2 は、受光部が有する受光素子の配置図である。

図 3 は、本角膜切除量決定装置の制御系概略構成図である。

図 4 は、角膜曲率半径の算出方法を説明する図である。

図 5 は、角膜屈折力の算出方法を説明する図である。

図 6 は、角膜形状測定で得られる屈折力の算出値と他覚眼屈折力測定で得られる屈折力の算出値との違いを示す図である。

図 7 は、角膜切除量の算出方法を説明する図である。

図 8 は、角膜切除量の算出方法を説明する図である。

図 9 は、角膜切除量の算出方法のフローチャートである。

図 10 は、屈折力分布や切除量分布のカラーマップ表示、三次元形状表示の表示画面例である。

40

図 11 は、本実施形態の角膜手術装置の光学系及び制御系の概略構成図である。

【発明を実施するための最良の形態】

以下、本発明の一実施形態を図面に基いて説明する。図 1 は本発明に係る角膜切除量決定装置の光学系概略構成図である。光学系は、眼屈折力測定光学系、固視標光学系及び角膜曲率半径測定光学系に大別される。

（眼屈折力測定光学系）

眼屈折力測定光学系 100 は、スリット光投影光学系 1 とスリット像検出光学系 10 と

50

から構成される。スリット投影光学系 1 の光源 2 を発した近赤外の光は、ミラ - 3 に反射されて回転セクタ - 4 のスリット開口 4 a を照明する。回転セクタ - 4 はモータ 5 によって回転される。セクタ - 4 の回転によって走査されたスリット光は、投影レンズ 6、制限絞り 7 を経た後にビ - ムスプリッタ 8 で反射される。その後、固視標光学系及び観察光学系（後述する）の光軸を同軸にするビ - ムスプリッタ 9 を透過して患者眼 E の角膜 E c 近傍で集光した後、眼底 E f に投影される。なお、光源 2 は投影レンズ 6 に関して角膜 E c 近傍と共役な位置に配置される。

検出光学系 10 は、主光軸 L1 上に設けられた受光レンズ 11 及びミラ - 12 と、ミラ - 12 によって反射される光軸 L3 上に設けられた絞り 13 及び受光部 14 とを備える。絞り 13 は、ミラ - 12 を介してレンズ 11 の後側焦点位置に配置される（即ち、正視眼の眼底と共役な位置に配置される）。受光部 14 は、その受光面に、図 2 に示すように、レンズ 11 に関して角膜 E c と略共役な位置に配置された 8 個の受光素子 15 a ~ 15 h を有している。この内の受光素子 15 a ~ 15 f は受光面の中心（光軸 L3）を通る直線上に位置し、受光素子 15 a と 15 b、受光素子 15 c と 15 d、受光素子 15 e と 15 f がそれぞれ受光面の中心に対して対称になるように設けられている。この 3 対の受光素子は、角膜 E c の経線方向の各位置に対応した屈折力を検出できるように、その配置距離が設定されている（図 2 上では、角膜上における等価サイズとして示している）。一方、受光素子 15 g と 15 h は、光軸 L3 を中心にして、受光素子 15 a ~ 15 f が配置された直線と直交する直線上で対称になるように設けられている。

このような構成の測定光学系 100 は、モータ 20 とギヤ等とから構成される回転機構 21 により、投影光学系 1 の光源 2 ~ モータ 5 が光軸 L2 を中心に、受光部 14 が光軸 L3 を中心にして、同期して回転するようになっている。本形態では、乱視を持たない遠視眼または近視眼の眼底上でスリット光が走査されたとき、受光素子 15 a ~ 15 f の配置方向が受光部 14 上で受光されるスリット光（像）の長手方向と直交する方向となるように設定されている。

（固視標光学系）

30 は固視標光学系であり、31 は可視光源、32 は固視標、33 は投光レンズである。レンズ 33 は光軸方向に移動することによって眼 E の雲霧を行う。34 は観察光学系の光軸を同軸にするビ - ムスプリッタである。光源 31 は固視標 32 を照明し、固視標 32 からの光はレンズ 33、ビ - ムスプリッタ 34 を経た後、ビ - ムスプリッタ 9 で反射して眼 E に向かう。これにより、眼 E は固視標 32 を固視することができる。

（角膜曲率半径測定光学系）

角膜曲率半径測定光学系は曲率半径測定用指標投影光学系 25 と曲率半径測定用指標検出光学系 35 とから成る。投影光学系 25 は次の構成を有する。26 は中央部に開口を持つ円錐状のプラチド板である。プラチド板 26 には、光軸 L1 を中心にした同心円状に多数の透光部と遮光部とを持つリングパターンが形成されている。27 は LED 等の複数の照明光源であり、光源 27 から発した照明光は反射板 28 で反射され、プラチド板 26 を背後からほぼ均一に照明する。プラチド板 26 の透光部を透過したリングパターンの光は、角膜 E c に投影され、角膜 E c 上にリングパターン（プラチドリング）像を形成する。

検出光学系 35 は、ビ - ムスプリッタ 9、ビ - ムスプリッタ 34、撮影レンズ 37、及び CCD カメラ 38 を備える。角膜 E c 上に形成されたリングパターン像の光は、ビ - ムスプリッタ 9 及びビ - ムスプリッタ 34 で反射された後、レンズ 37 によってカメラ 38 の撮像素子に入射する（受像される）。また、この検出光学系 35 は観察光学系を兼ね、図示なき前眼部照明光源に照明された眼 E の前眼部像の光はカメラ 38 の撮像素子に入射する（受像される）。TV モニタ 39 は撮影された前眼部像及びリングパターン像を表示する。

次に、本装置の動作を図 3 に示す制御系のブロック構成図を使用して説明する。まず、角膜曲率半径測定（角膜形状測定）と眼屈折力測定とについて説明する。

角膜曲率半径を測定する場合は、モード切換スイッチ 40 により角膜曲率半径測定モードを選択する。検者は前眼部照明光源によって照明された眼 E の前眼部像をモニタ 39 に

10

20

30

40

50

よって観察してアライメントを行う（アライメントは位置合わせ用の指標を角膜 E c 上に投影し、その角膜反射輝点とレチクルとが所定の関係になるようにする周知のものが使用できる）。アライメントが完了したら、図示なき測定開始スイッチによってトリガ信号を発生させて測定を開始する。

角膜形状演算部 5 3 は、カメラ 3 8 で撮影された像を画像処理して、リングパターン像のエッジ検出を行う。そして、所定の角度（1 度）ステップ毎に角膜 E c 頂点に対する各エッジ位置を得ることによって角膜曲率半径を求める。

角膜曲率半径の算出は次のように行うことができる。図 4 に示すように、角膜から光軸上距離 D で高さ H にある光源 P の角膜凸面による像 i が、レンズ L により 2 次元検出面上に結像したときの検出像高さを h' とし、装置の光学系の倍率を m とすると、角膜曲率半径 R は、次式により求めることができる。

$$R = (2 D / H) m h'$$

また、角膜曲率半径の次のような算出方法を採用することもできる。j 番目のリングが角膜に投影される領域の角膜曲率半径を R_j 、j 番目のリング高さとして被検眼までの距離及び撮影倍率で決定される比例定数を K_j 、撮像面上での像高さを h_j とすると、前述の関係式は、

$$R_j = K_j \cdot h_j$$

と表される。ここで、測定レンジをカバーする複数の既知の角膜曲率半径を持つ模型眼を予め測定することで、比例定数 K_j を装置固有の値として得ることができ、測定時にこれを読みだして演算するようにすると、極めて短時間で角膜曲率半径の分布を得ることができる（角膜曲率半径の算出についての詳細は、特開平 7 - 1 2 4 1 1 3 号（USP 5,500,697）等を参照）。得られた角膜曲率半径の分布データは、メモリ 5 5 b に記憶される。

また、角膜手術装置では、一般的に瞳孔中心を眼の原点位置として手術をするが、一般的に角膜頂点と瞳孔中心は一致しないため、角膜形状（角膜中心等）と瞳孔中心との位置関係を求めておかなければならない。そこで、カメラ 3 8 で撮影された前眼部像に基づき、瞳孔の略中心位置を通る水平線が瞳孔のエッジと交わる 2 点の中点を通り垂直方向に伸ばした線と、瞳孔の略中心位置を通る垂直線が瞳孔のエッジと交わる 2 点の中点を通り水平方向に伸ばした線と、の交点を瞳孔中心とする。また、この瞳孔中心の決め方は、その他の方法、例えば、瞳孔の重心から求める方法でもよい。得られた角膜形状に対する瞳孔中心の位置も、メモリ 5 5 b に記憶される。

一方、眼屈折力（以下、これを他覚眼屈折力という）を測定する場合は、測定モードを眼屈折力測定モードに切換え（連続測定モードとした場合は、自動的に眼屈折力測定モードに切り換る）、測定光学系 1 0 0 による測定を行う。眼屈折力演算部 5 2 は、受光部 1 4 が持つ各受光素子からの各出力信号の位相差に基づいて他覚眼屈折力の分布を得る。すなわち、まず、従来の位相差法の屈折力測定と同様に予備測定を行い、その結果に基づいてレンズ 3 3 を移動して眼 E の雲霧を行う。その後、受光部 1 4 上でのスリット光（像）の移動に伴って変化する受光素子 1 5 g と 1 5 h との各出力信号から、受光素子 1 5 a ~ 1 5 f が位置する経線方向の角膜頂点を求める。次に、その角膜頂点に対する各受光素子 1 5 a ~ 1 5 f の各出力信号の位相差から、各受光素子に対応する角膜部位での屈折力を求める。そして、投影光学系 1 と受光部 1 4 とを所定の角度（1 度）ステップで光軸回りに 1 8 0 度回転させながら、各角度ステップの経線毎にこの屈折力の演算を行うことにより、経線方向で変化する屈折力の分布を求めることができる（この詳細については、特開平 1 0 - 1 0 8 8 3 6 号、特開平 1 0 - 1 0 8 8 3 7 号（USP 5,907,388）を参照）。ここでの眼屈折力値は角膜頂点基準の値である（装置としては、眼鏡レンズ装用位置基準の屈折力値も出力できる）。得られた他覚眼屈折力の分布データは、HDD 5 5 a 又はメモリ 5 5 b に記憶される。

以上のようにして角膜曲率半径と他覚眼屈折力との各測定データが得られたら、制御部 5 0 に接続されたカラーディスプレイ 5 6 に表示される指示に従って、キーボード 5 8 又はマウス 5 7 を操作することによって解析をスタートする。制御部 5 0 が備える解析部 5 4 は、まず、角膜曲率半径を角膜屈折力に変換した後、これに対する他覚眼屈折力の関係

を表すための解析プログラムを実行する。

角膜曲率半径を角膜屈折力に変換する方法を説明する。角膜屈折力は、角膜頂点の法線と平行な光束が角膜によって屈折をしたときのPowerであり、角膜曲率半径からの変換にはスネル (snell) の法則 (屈折の法則とも呼ばれている) を用いる。角膜曲率半径を角膜屈折力 D に変換する際、測定光軸付近 (角膜頂点付近) については、角膜曲率半径を r、角膜の換算屈折率を ne (一般に ne = 1.3375) として、

$$D = (ne - 1) / r$$

を用いて求めてもその誤差は少ない。しかし、これは測定光軸付近について適用できるのみであり、角膜周辺部まで適用するとその信頼度は乏しくなる。すなわち、角膜周辺部をも扱うには、角膜に入射する光がスネルの法則を基本とした屈折に従うとし、これによって求まる屈折力が他覚眼屈折力と同じ尺度で比較できる屈折力となる。なお、周知のように、スネルの法則は、屈折面に光線が入射するとき、その光線の入射点での法線及びこの点で屈折した屈折光線は同一平面にあり、更に、法線と入射光線との間の角度の正弦に対する法線と屈折光線との間の角度の正弦の比が一定であることを示した法則である。すなわち、屈折面のそれぞれの側の屈折率を N、N' とし、入射光線及び屈折光線が法線とのなす角度を i、i' とすると、スネルの法則は、

$$N \sin i = N' \sin i'$$

であることを示す。

スネルの法則を用いた角膜屈折力の算出について説明する。いま、図 5 において、角膜頂点 T と曲率中心 O a とを通る直線と平行な光が、角膜頂点から X 離れた角膜上の点 P で屈折し、点 f にて直線 T O a と交わるとし、

R a : 点 P での角膜曲率半径

R r : 点 P と点 f との間の距離

θ : 点 P での法線方向と入射光とがなす角度

γ : 点 P での法線方向と屈折光とがなす角度

とする (距離はメートルである)。この時の点 P での屈折力は次の式によって求めることができる。まず、図から、θ は、

(数式 1)

$$\theta = \sin^{-1} \left(\frac{X}{R_a} \right) \quad (1)$$

となる。また、γ はスネルの法則により、

(数式 2)

$$\gamma = \sin^{-1} \left(\frac{X}{R_a \times n} \right) \quad (2)$$

が成り立つ。これから、図に示す角度 α (線分 h P と線分 P f とが成す角度)、R r、及び線分 h f の距離は、

(数式 3)

$$\alpha = 90 - \theta + \gamma \quad 40$$

$$R_r = \frac{X}{\cos(\alpha)} \quad (3)$$

$$\overline{hf} = \sqrt{R_r^2 - X^2}$$

となる。別に、線分 T h の距離は

(数式 4)

$$\overline{Th} = R_a - \sqrt{R_a^2 - X^2} \quad (4)$$

10

20

30

40

50

であるので、角膜頂点から点 f までの距離は

(数式 5)

$$\overline{Tf} = \overline{Th} + \overline{hf} = R_a - \sqrt{R_a^2 - X^2} + \sqrt{R_r^2 - X^2} \quad (5)$$

となる。角膜中での屈折力は、

(数式 6)

$$D_c = \frac{1}{\overline{Tf}} = \frac{1}{R_a - \sqrt{R_a^2 - X^2} + \sqrt{R_r^2 - X^2}} \quad (6)$$

となるが、角膜屈折率 n ($= 1.376$) とすると、空気中での屈折力は、

(数式 7)

$$D = n \times D_c = \frac{n}{R_a - \sqrt{R_a^2 - X^2} + \sqrt{R_r^2 - X^2}} \quad (7)$$

となる。以上の演算を、全測定領域で適用することにより角膜屈折力が得られる（この算出は角膜形状演算部 53 が行ってもよい）。

次に、上記のように算出される角膜屈折力に対して、他覚眼屈折力を角膜表面と等価な屈折力に換算して表す。すなわち、これは被検眼を正視とするに必要な屈折力を角膜屈折力の形式で表した値となる（本明細書ではこれを「等価正視角膜屈折力」という）。

ここで、角膜形状から得られる角膜屈折力と他覚眼屈折力との関係を確認しておく。角膜屈折力の値と他覚眼屈折力の値との意味は、図 6 で示すように全く異なる。角膜屈折力の値は、焦点距離 f を求め、それを屈折力に変換している。これに対して他覚眼屈折力は、その目を正視の状態にするのに必要な屈折力(補正量) $d f$ を測定している。例えば、他覚眼屈折力の測定領域と同じ領域の角膜形状から求まる角膜屈折力が 43.50 D であり、他覚眼屈折力の測定値が 0 D である場合、この眼においては角膜屈折力が 43.50 D の時にちょうど網膜上に結像するということになる。また、角膜屈折力が 43.50 D であり、他覚眼屈折力が -2 D である場合には、この眼においては角膜屈折力を -2 D 分補正 (41.50 D に) すれば、網膜上に結像することを示している。

即ち、他覚眼屈折力の測定領域においては、角膜形状測定から求まる角膜屈折力に他覚眼屈折力の測定値を符号を含めて加えた値が、正視状態になるための角膜屈折力となる。つまり、これが等価正視角膜屈折力であり、

等価正視角膜屈折力 = 角膜屈折力 + 他覚眼屈折力
で表される。

さらに、等価正視角膜屈折力はスネルの法則を用いて角膜曲率半径に変換することができる。この変換は、図 5 を引用すると、前述と同様な考え方によって導かれる次の 2 つの式によって求めることができる。

(数式 8)

$$R_r = \frac{R_a}{\sqrt{1 - \left(\frac{X}{n \times R_a}\right)^2} - \frac{1}{n} \sqrt{1 - \left(\frac{X}{R_a}\right)^2}} \quad (8)$$

$$\sqrt{R_r^2 - X^2} + R_a - \sqrt{R_a^2 - X^2} - \frac{n}{D} = 0$$

ここで、 D が等価正視角膜屈折力であり、 R_a が求める角膜曲率半径となる。

以上のようにして求まる等価正視角膜屈折力とこれを変換した角膜曲率半径とにより、他覚屈折力の値と角膜形状測定による角膜曲率半径や角膜屈折力の値との関係を角膜表面の形式で表すことができるので、角膜表面形状の評価につなげることができる。すなわち、眼の全屈折力は、主に角膜屈折力と水晶体屈折力との和と言われているが、水晶体の屈

10

20

30

40

50

折力を知ることが容易ではない。さらに、屈折異常の要素には眼軸長も加わる。これに対して、眼が持つ屈折力を上記のような形式で表すことにより、水晶体屈折力や眼軸等の未知数を知らなくても、屈折異常を角膜表面形状に置き換えることで現実の角膜表面形状との関係を知ることができる。

次に、屈折矯正手術用の切除データの解析について説明する。マウス 57 等の操作により、解析プログラムの実行を指令すると、解析部 54 は角膜形状測定による角膜曲率半径と等価正視角膜屈折力を変換した角膜曲率半径とから切除データを算出する。以下、この算出方法を図 7、図 8 を基にして、近視矯正の場合を例にとって説明する。また、図 9 は算出方法のフローチャートを示したものである。

角膜形状測定による角膜曲率半径からは、術前の角膜形状データが三次元形状として求められる。また、等価正視角膜屈折力を変換して得られる角膜曲率半径からは矯正目標の（術後の）角膜形状データが求められる。そこで、この両者の差から全体の切除量データを算出する。すなわち、図 7 (a) に示すように、切除領域を示すオブチカルゾーン 70 の範囲における差の最大量 Δh_1 分だけ、術前の角膜形状データ 75 に対して矯正目標の角膜形状データ 71 を下方へシフトする（角膜形状データ 71'）。この移動後の高さ分布データが全体の切除量データ 72 となり、図 7 (b) に示すように高さ分布の三次元形状データ 72' として得ることができる。なお、このときの切除量データはスムージング処理を施しておくことが好ましい。

なお、本形態のように等価正視角膜屈折力を使用しない場合は、角膜形状測定から求まる術前の角膜形状データから、矯正屈折力（自覚測定等から得られる屈折力値に基づいて決定される）データから求まる術後に予定する角膜形状データを除くことにより、切除量データの分布を求めることができる。

全体の切除量データ 72 が得られたら、球面成分の切除量データを算出する。例えば、全体の切除量データ 72 の三次元形状データ 72' に対し、その外側に接する球面形状 76 の最小曲率半径 R_1 を求める（図 7 (b) 参照）。この最小曲率半径 R_1 を持つ球面形状 76 が三次元形状データ 72' 内に収まるように、 Δh_2 分だけ下方へ移動する（球面形状 76'）。この移動後の高さ分布データが球面切除量データ 77 として決定される。図 8 (a) は全体の切除量データ 72（三次元形状データ 72'）から球面切除量データ 77 を差し引いた残余切除量データ 73 を示したものである。次に、これから柱面成分の切除量データを算出する。

柱面成分の切除量データの算出に当たり、その軸角度方向 A を決定する。これは、全体の切除量データ 72 の形状から各座標位置での角膜曲率半径の分布データを作成し、これから一番フラットな曲率の方向を求めることにより決定できる。図 8 (a) では軸角度方向 A を 0° 方向として描いている。

次に、図 8 (a) に示す残余切除量データ 73 の形状に対し、軸角度方向 A を基準にして内側に接する円柱形状 78 の最大曲率半径 R_2 を求める。この最大曲率半径 R_2 を持つ円柱形状 78 の高さ分布データが柱面切除量データ 79 として決定される。図 8 (b) は、先の残余切除量データ 73 から柱面切除量データ 79 を差し引いた残りのものを示し、これが不正乱視成分（非対称成分）の切除量データ 74 として決定される。

以上、近視矯正の場合を例にとって説明したが、遠視矯正での球面成分、柱面成分の切除量データは中央部に対して周辺部の切除量が多くなるような形状として、同様な考えで求めることができる。

また、以上は対称成分と非対称成分との切除量算出方法の一つの例であり、この他種々の方法でこれらを算出することができる。例えば、上記のように乱視軸角度方向 A が得られたら、全切除形状データを高さ方向に、例えば、 $2\mu\text{m}$ 単位で分解した断層形状を求め、軸角度方向 A を考慮した内接円を各断層面に対し順次求めることで、球面、非球面成分を求めることができ、その切除量が求まる。全切除量から回点对称成分である球面、非球面成分や線対称成分である柱面成分の切除量を除いたものが非対称成分の切除量として算出できる。

前述のようにして球面（非球面）成分の切除量、柱面成分の切除量、不正乱視成分の切

10

20

30

40

50

除量が個別に得られると、これらと他覚眼屈折力分布、角膜屈折力分布とが視覚的に比較しやすいようにカラーディスプレイ 56 に図形表示として出力される。

図 10 は、屈折力分布や切除量分布のカラーマップ表示、三次元形状表示の表示画面例である。画面右上方の表示部 62 には矯正目標である角膜屈折力の分布が、画面左上方の表示部 61 には術前の角膜屈折力の分布が、それぞれカラーマップとして表示される。また、画面下段左の表示部 63 には全切除量の分布が、画面下段中央の表示部 64 には柱面成分等の対称成分の切除量の分布が、画面下段右の表示部 65 には不正乱視成分等の非対称成分の切除量の分布が、それぞれ三次元形状として表示される。もちろん、球面（非球面）成分の切除量の分布を同様に図形表示することも可能である。また、画面右下にある表示切換キー 60 により、それぞれの表示をカラーマップ表示、三次元形状表示、あるいは三次元形状をある経線方向の断面形状として表示変換することができる。

10

このように角膜形状の測定結果と他覚眼屈折力の測定結果、及びこれらから求まる全切除量データ、球面（非球面）成分の切除量データ、柱面成分の切除量データ、不正乱視成分の切除量データの関係が個別に図形表示されるので、例えば、患者眼を正視状態にする角膜矯正手術では、どのような光束のレーザ照射をしたらよいかを、視覚的に捉えることができる。

なお、オブチカルゾーン 70 の全領域について最大切除量が角膜切除の許容量を超えるときは、許容量内に収まるようにオブチカルゾーン 70 の領域を狭くして、切除量を補正する。

解析部 54 によって算出された球面成分（非球面）切除量、柱面成分切除量、不正乱視成分切除量の各データは HDD 55a 又はメモリ 55b に記憶される。このデータはキーボード 58 等を操作することにより、フロップドライブ 59a による FD 59c や通信ポート 59b と接続される通信ケーブルを介して、エキシマレーザビームによって角膜をアブレーションする角膜手術装置 90 に転送入力される。また、上記データに対する瞳孔中心位置も角膜手術装置 90 に転送入力される。角膜手術装置 90 では、入力された角膜切除量データに基づいて患者眼角膜の各座標上のレーザ照射パルス数、照射パワーを決定し、これに従ってレーザ照射を制御することによって角膜手術を行う。

20

角膜手術装置 90 としては、特開平 9 - 122167 号（USP 5,800,424）や特開平 9 - 266925 号（USP 5,906,608）に記載したものが使用できる。

図 11 は角膜手術装置 90 が有する光学系及び制御系の概略構成図である。101 はエキシマレーザ光源、102 は反射ミラーである。103 は短冊状のマスクが多数並んだ形状の分割マスクであり、この短冊状の各マスクをそれぞれ分割マスク駆動装置 104 が開閉することにより、レーザ光源 101 から出射された細長い矩形形状のエキシマレーザビームの長手方向が部分的にカットされる。マスク 103 を通過したレーザビームは、平面ミラー 105 のスキャン動作によって移動される。107 はイメージローテータ、109a は開口径可変の円形アパーチャである。109b は開口幅を可変にするスリットアパーチャであり、スリットアパーチャ駆動装置 110b によって開口幅が変えられると共に、スリット開口の方向が光軸 L 回りに回転される。111 は投影レンズ、112 はエキシマレーザビームを反射し、可視光を透過するダイクロイックミラー、114 は観察光学系である。121 はデータ入力装置、120 は各駆動装置を制御する制御装置である。

30

40

次に、角膜手術装置 90 による屈折矯正手術について説明する。まず、角膜切除量決定装置によって得られた角膜切除量データ及び瞳孔中心位置が入力装置 121 によって入力される。次に、手術の基準位置となる眼の原点位置を決めるため、瞳孔中心を求める。瞳孔中心の求め方は、例えば、前記の角膜切除量決定装置の場合と同様に、観察光学系 114 の図示なき CCD カメラで撮影された前眼部像に基づき、瞳孔の略中心位置を通る水平線が瞳孔のエッジと交わる 2 点の中点を通り垂直方向に伸ばした線と、瞳孔の略中心位置を通る垂直線が瞳孔のエッジと交わる 2 点の中点を通り水平方向に伸ばした線と、の交点でもよいし、その他の方法、例えば、瞳孔の重心から求める方法でもよい。また、単純に、術者が手術顕微鏡で瞳孔を観察し、瞳孔の中心を決定してもよい。角膜切除量決定装置から送られた角膜切除量データに対する瞳孔中心位置と上記の角膜手術装置 90 で決めた

50

瞳孔中心位置とを一致させて、球面（非球面）成分の切除量データ、柱面成分の切除量データ、不正乱視成分の切除量データに基づいて、制御装置 120 は次のようにアブレーションを行う。

球面（非球面）成分の切除量データに基づく球面（非球面）の近視矯正の場合、円形アパーチャ 109a によってレーザビームを制限し、平面ミラー 105 を順次移動してレーザビームをガウシアン分布方向に移動する。そして、レーザビームが 1 面を移動し終わる（1 スキャンする）ごとに、イメージローテータ 107 の回転によってレーザビームの移動方向を変更して（例えば、120 度間隔の 3 方向）、円形アパーチャ 109a によって制限された領域を略均一にアブレーションする。これを円形アパーチャ 109a の開口領域の大きさを順次変えるごとに行うことにより、角膜の中央部を深く、周辺部を浅くした球面（非球面）成分のアブレーションを行うことができる。

10

円柱成分の切除量データに基づく乱視矯正の場合は、円形アパーチャ 109a の開口領域の大きさはオプティカルゾーンに合わせて固定し、スリットアパーチャ 109b の開口幅を変えていく。また、スリットアパーチャ 109b はそのスリット開口幅が強主経線方向に変化するように駆動装置 110b によってスリット開口の方向を調整しておく。レーザビームの照射は、前述の近視矯正の場合と同様に、平面ミラー 105 を順次移動してレーザビームをガウシアン分布方向に移動する。そして、レーザビームを 1 スキャンするごとに、イメージローテータ 107 の回転によってレーザビームの移動方向を変更して、スリットアパーチャ 109b によって制限された領域を略均一にアブレーションする。そして、スリットアパーチャ 109b の開口幅を順次変えながら、これを繰り返すことにより、柱面成分のアブレーションを行うことができる。

20

非対称成分のアブレーションは分割マスク 103 を光路に配置して次のように行う。平面ミラー 105 を順次移動すると、角膜 E c 上に照射されるレーザビームはその矩形形状の長手方向と直交する方向（ガウシアン分布方向）に移動される。このとき分割マスク 103 の短冊状のマスクを選択的に開閉すると、開いたマスク部分を通過する小領域のレーザビームのみが角膜 E c 上に照射されるようになる。そして、不正乱視成分の切除量データに基づいて、平面ミラー 105 の移動によるレーザビームの各移動位置で分割マスク 103 の開閉を制御すると共に、マスク移動装置 115 を介して分割マスク 103 をビームの長手方向に微小移動する。また、各位置でのアブレーション量は照射時間を制御することによって行う。これにより、不正乱視成分のアブレーションを行うことができる。

30

以上のように、対称成分の切除（球面（非球面）成分の切除、柱面成分の切除）と非対称成分の切除を別々に行うことにより、トータルの手術時間を短縮して効率良く手術を行うことができるようになる。

また、上記の説明では、球面（非球面）成分、柱面成分、非対称成分の順序でアブレーションを行ったが、順序はこれに限らず任意に変えられるものとする。

なお、以上の実施形態ではアパーチャ制御及び分割マスクの制御によってアブレーションを行う角膜手術装置を例にとって説明したが、小スポットのレーザビームを 2 次元的に走査するタイプの装置であっても本発明を適用できる。この種のタイプの装置の場合、対称成分と非対称成分の切除の段階を分けて行うようにすると、ビームの走査制御が容易にでき、アブレーションを精度良く行うことができる。

40

また、本実施形態では、角膜形状（角膜曲率半径）測定機構、他覚眼屈折力測定機構、両測定機構の測定結果に基づいて矯正目標の角膜形状データを求める機構、術前の角膜形状データと矯正目標の角膜形状データとに基づいて角膜切除量データを求める機構等を 1 つの装置（角膜切除量決定装置）として説明したが、これらの機構はそれぞれ別々の装置に設けられてもよいし、これらの機構を組合せて装置に設けてもよい。また、角膜切除量決定装置としては、単に、術前の角膜形状データと矯正目標の角膜形状データとをそれぞれ入力して角膜切除量データを求める装置としてもよい。このように、本発明は様々な変容が可能である。

【産業上の利用可能性】

以上説明したように、本発明によれば、不正乱視等がある場合であっても、被手術眼の

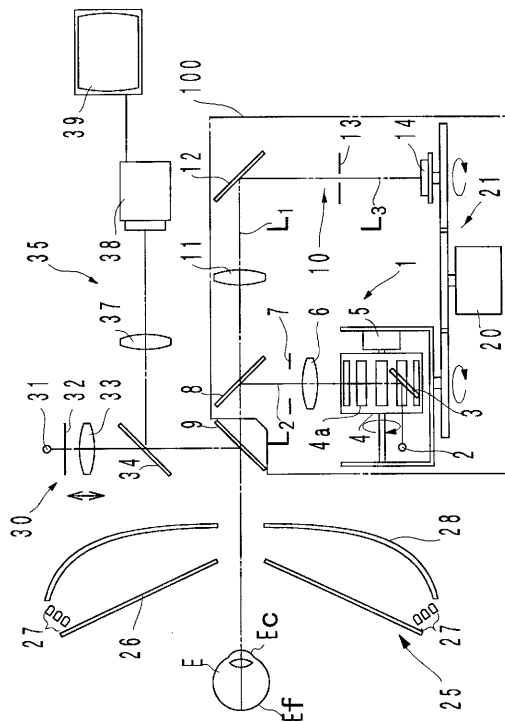
50

持つ角膜形状及び眼屈折力の状態に応じて、適切な屈折矯正手術を行うための角膜切除量を決定することができる。

また、決定された角膜切除量に基づき、角膜手術装置によるアブレーションを、対称成分の切除と非対称成分の切除に分けて行うことにより、トータルの手術時間を短縮し、効率良く容易に手術を行うことができる。

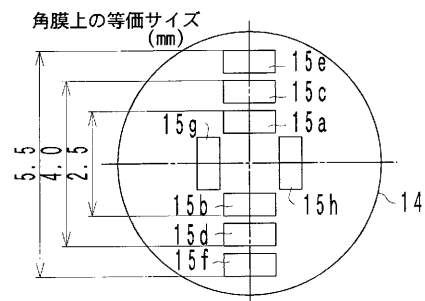
【図 1】

図 1



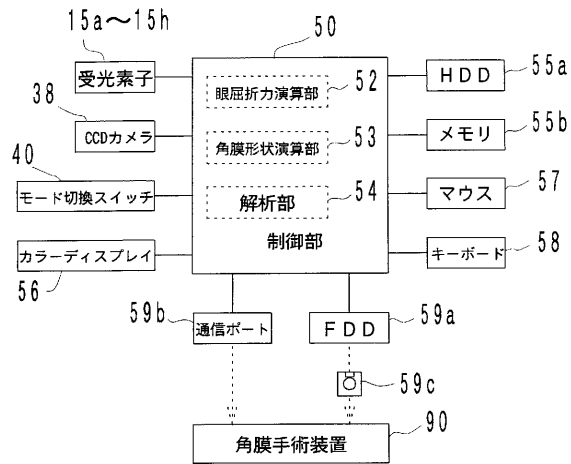
【図 2】

図 2



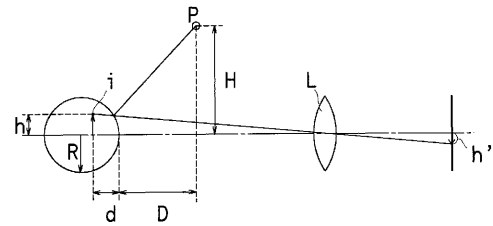
【図 3】

図 3



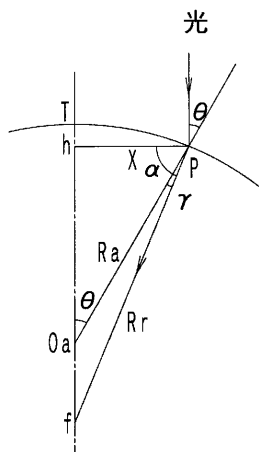
【図 4】

図 4



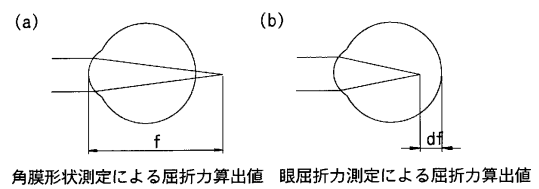
【図 5】

図 5

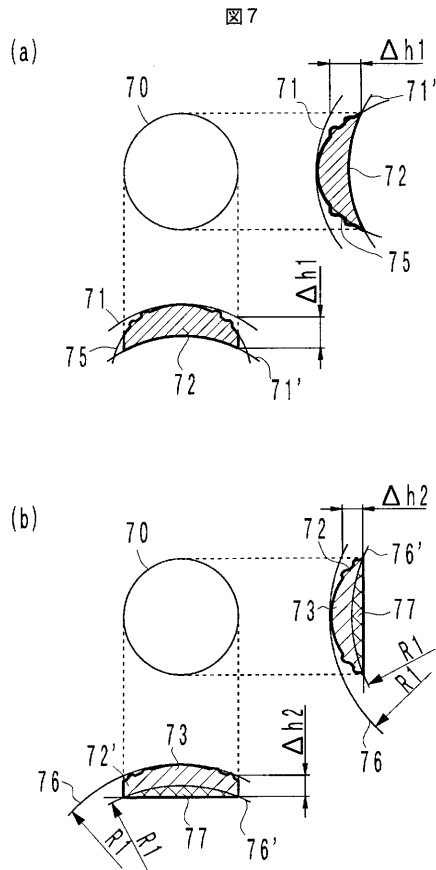


【図 6】

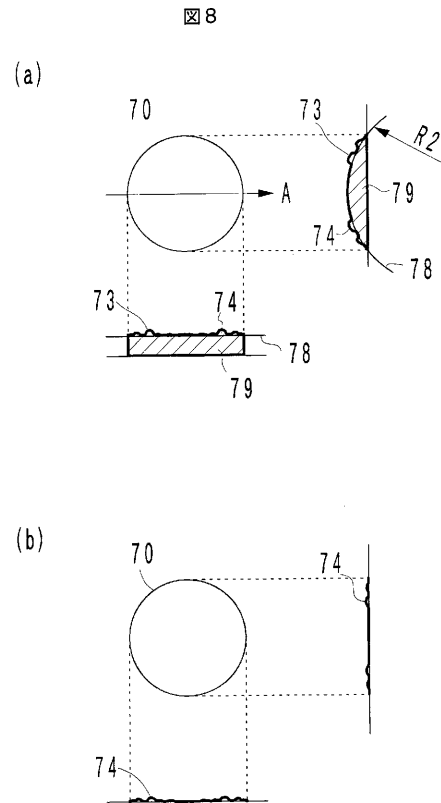
図 6



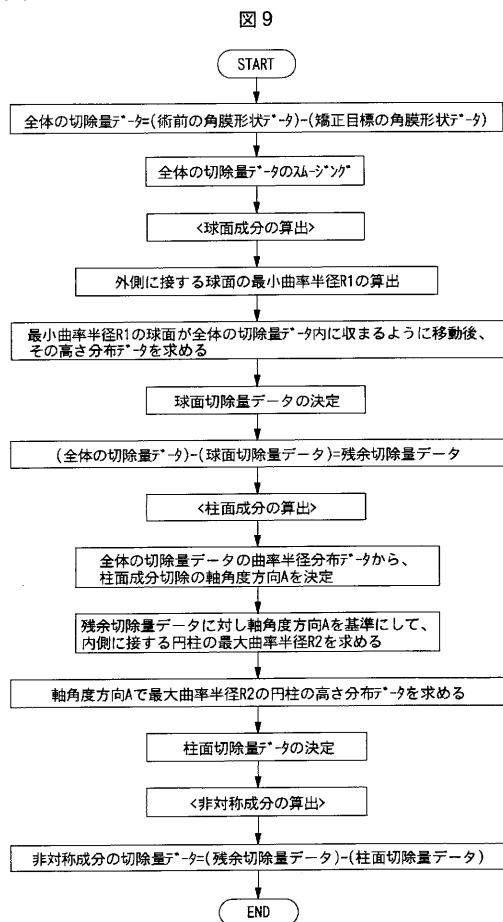
【 図 7 】



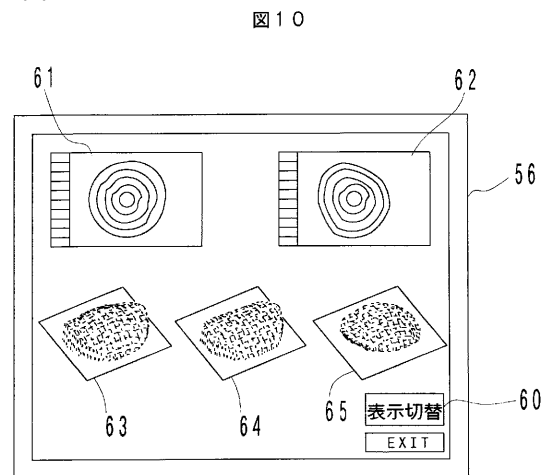
【 図 8 】



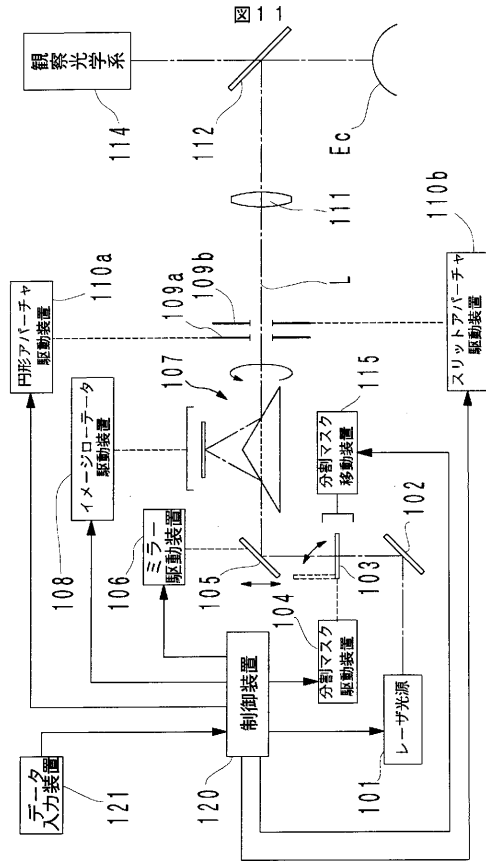
【圖 9】



【 図 1 0 】



【図 11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 欧州特許出願公開第00911001 (EP, A1)
欧州特許出願公開第00811352 (EP, A1)
米国特許第05500697 (US, A)
特開平06-226471 (JP, A)
米国特許第05460627 (US, A)
特公平03-051166 (JP, B2)
米国特許第06033075 (US, A)
欧州特許出願公開第00983757 (EP, A1)
米国特許第04721379 (US, A)
欧州特許出願公開第00947158 (EP, A1)
欧州特許出願公開第00467775 (EP, A1)
米国特許第05411501 (US, A)
米国特許第06280435 (US, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/007
A61B 3/10