

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4740500号
(P4740500)

(45) 発行日 平成23年8月3日 (2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日 (2011.5.13)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 J 1/42 (2006.01)

A 6 1 F 9/007 (2006.01)

G O 1 B 11/00 (2006.01)

G O 1 B 11/28 (2006.01)

G O 1 J 1/02 (2006.01)

G O 1 J 1/42 E

A 6 1 F 9/00 5 1 2

A 6 1 F 9/00 5 1 1

A 6 1 F 9/00 5 1 0

G O 1 B 11/00 D

請求項の数 10 (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-523814 (P2001-523814)
 (86) (22) 出願日 平成12年9月13日 (2000.9.13)
 (65) 公表番号 特表2003-509681 (P2003-509681A)
 (43) 公表日 平成15年3月11日 (2003.3.11)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2000/025113
 (87) 国際公開番号 W02001/020277
 (87) 国際公開日 平成13年3月22日 (2001.3.22)
 審査請求日 平成19年9月13日 (2007.9.13)
 (31) 優先権主張番号 09/395,809
 (32) 優先日 平成11年9月14日 (1999.9.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 500119341
 ヴィスクス インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95
 051 サンタ クララ セントラル エ
 クスプレスウェイ 3400
 (74) 代理人 100096725
 弁理士 堀 明▲ひこ▼
 (72) 発明者 リー, キングマン
 アメリカ合衆国カリフォルニア州9513
 1, サンノゼ, フミア・プレース1913
 (72) 発明者 クラファム, テランス・エヌ
 アメリカ合衆国カリフォルニア州9532
 7, ジェームズタウン, レークフロント・
 ドライブ14854

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザービームスポットの特性を決定する方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザービームを患者の角膜に向け、目標位置で角膜を整形する眼のレーザー外科手術装置を含む走査レーザービーム伝送システムを校正する方法であって、

校正ツールを前記目標位置に配置する工程と、

前記走査レーザービーム伝送システムでもってレーザービームを前記校正ツールに向ける工程と、

レーザービームを、前記校正ツールを使用して検知する工程と、

前記走査レーザービーム伝送システムを、検知レーザービームにตอบสนองして調節する工程と、を含む方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法であって、

ガルバノミラーが、レーザービームを患者の角膜に向けるために使用される、ところの方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法であって、さらに

調節された前記走査レーザービーム伝送システムで角膜を整形する前に前記校正ツールを除去する工程を含む、ところの方法。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の方法であって、さらに

角膜の整形後に前記校正ツールを前記目標位置に配置し、レーザーを向けることを繰り返し、検知し、調節する工程を含み、

レーザービームを向ける工程では、前記校正ツールが除去されない、ところの方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の方法であって、

レーザービームを前記校正ツールに向ける工程が、入射するレーザービームに应答して蛍光を発する目標にレーザービームを向けることを含む、ところの方法。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の方法であって、

前記校正ツールを使用して、レーザービームを検知する工程が、前記走査レーザービーム伝送システムの目標定めの光学系でもって、蛍光を発した目標を見定めることを含む、ところの方法。

10

【請求項 7】

請求項 6 に記載の方法であって、

前記検知レーザービームに应答して前記走査レーザービーム伝送システムを調節する工程が、蛍光を発した目標の見定めた位置が、前記目標定めの光学系の目標位置と一致するまで、前記走査レーザービーム伝送システムのレーザービーム伝送光学系を、前記目標定めの光学系と整合させることを含む、ところの方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の方法であって、

前記走査レーザービーム伝送システムの前記目標定めの光学系が反射板である、ところの方法。

20

【請求項 9】

レーザービーム伝送システムを校正する装置であって、

角膜除去レーザービームを生成するレーザーと、

レーザービームが入射するときに蛍光を発する目標物と、

レーザービームを前記目標物に向けるレーザービーム目標定めシステムと、

前記目標物が入射するレーザービームに应答して蛍光を発するとき、目標物の位置を見定める目標定めの光学系であって、目標とする位置を示す目標定めの光学系と、

前記レーザービーム目標定めシステムを前記目標とする位置と整合させる調節機構と、

30

を含み、
前記レーザービーム目標定めシステムは、レーザービームを患者の角膜を横切って走査し角膜を整形するレーザービーム走査システムを含む、ところの装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のレーザービーム伝送システムを校正する装置であって、

整形を行う構成と整合を行う構成とを有し、

前記整形を行う構成の前記レーザービーム伝送システムを校正する装置は角膜を処理位置に位置づけている間患者の角膜を整形するものであり、

前記整合を行う構成の前記レーザービーム伝送システムを校正する装置は前記処置位置に除去可能に配置される前記目標物を有するものである、ところの装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、レーザービームスポットの特性を決定する校正技術に関し、特に、目のレーザー外科手術システムにおいて使用する校正技術に関する。特に、本発明は、目標上のレーザービームスポットの寸法および/または位置を決定する装置、システム、および方法を提供し、再整形 (resculpte) 手順を計画するときに使用される切除アルゴリズムを発生させ、確認し、または調節する入力を与えることができる。本発明は、目のレーザー外科手術システムと関連して使用される場合、患者の角膜上へのレーザービームスポット伝送パターンを決定するときに補助することができ、またレーザービーム伝送システムの校正の際に使用することができる。

50

【 0 0 0 2 】

発明の背景

患者の角膜上の目標領域を屈折レーザービームシステムで切除するときのような、目の外科手術を行う場合、角膜に入力するレーザービームスポット寸法の正確な情報をもつことは有益なことである。レーザービームスポットの径の増減により、または楕円または非対称形状のスポットによる、所望のスポットサイズおよび形状からの偏差により、患者の角膜上におけるレーザーパルスによる切除が理想的な再整形からかけはなれた不所望の位置でなされる。レーザースポットの位置における不正確さが、中心からずれた切除をもたらす。

【 0 0 0 3 】

発明の要約

本発明は、レーザービームスポットの特性（この特性は、典型的に、レーザービームの強度、寸法および／または位置を含む）を決定する方法および装置を提供する。本発明の利点は、レーザービームスポットの寸法（その直径、面積および偏心を含む）が、レーザービームが患者の角膜の領域を切除するために使用される前、または同時に正確に決定され得ることである。

【 0 0 0 4 】

本発明の好適な実施例において、レーザービームが基準エッジ（好適にはナイフ状のエッジ）を横切る経路において走査されるが、エッジは、その背後に光電検出器が配置され、レーザービームは好適に、走査中、基準エッジの面にほぼ垂直となる経路にある。

【 0 0 0 5 】

レーザービームの走査中、種々の瞬間で、光電検出器上に（すなわち、基準エッジにより阻止されない）実際に入射されるレーザービームの割合に対応して、出力信号が、一般的に、光電検出器により発生される。不均一なエネルギー分布をもつビームでは、光電検出器に入射するレーザービームエネルギーの割合は、光電検出器に入射したレーザービームスポットの面積に対応する。本発明は、走査中、光電検出器の出力信号特性を測定することにより、レーザービームスポットの大きさおよび形状、ならびにレーザービームの強度を決定するためのシステムを提供する。好適な態様では、コンピュータが、光電検出器の出力信号から、レーザービームの強度および形状プロフィールを計算する。

【 0 0 0 6 】

上述したように、光電検出器により発生された出力信号は、入射したレーザービームスポットの面積の大きさに対応する。また、レーザービームが完全に基準エッジに入射するとき（すなわち、基準エッジにより光電検出器への到達が阻止されるとき）、光電検出器は、出力信号を発生せず、すなわちノイズの結果として最小の出力信号のみを発生させる。逆に、レーザービームスポットが基準エッジを完全に横切って走査され、光電検出器上に完全に入射されると、光電検出器は最大の出力信号を発生する。

【 0 0 0 7 】

光電検出器に入射したレーザービームの面積が大きくなればなるほど、光電検出器により発生された出力信号もより強くなる。したがって、本発明の好適な態様において、レーザービームの強度は、レーザービームスポットが光電検出器に完全に入射して、基準エッジにより阻止されないときの、光電検出器の最大の出力信号を測定することにより決定される。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の好適な態様において、レーザービームスポットの全面積は、レーザービームが基準エッジを横切る走査の間、光電検出器の信号出力の強度を表す曲線の下方の面積を積分することにより、決定される。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の好適な態様において、レーザービームスポットの中心の位置の決定は、光電検出器の出力信号が走査中に、最大の出力信号の半分に達したとき、したがって、レーザービームスポットの中心（光電検出器上のレーザービームスポットの半分）が基準エッジ

10

20

30

40

50

の縁にちょうど位置することを示すときを決定することによりなされる。光電検出器に入射したレーザービームスポットの面積が大きければ大きいほど、光電検出器により発生される出力信号はより強くなる。したがって、レーザービームの強度は、レーザービームスポットが完全に光電検出器に入射して、基準エッジにより阻止されないときの、光電検出器の最大の出力信号を測定することにより決定される。

【 0 0 1 0 】

本発明の他の好適な態様において、レーザービームスポットの全面積は、レーザービームが基準エッジを横切る走査の間、光電検出器の信号出力の強度を表す曲線の下方面積を積分することにより、決定される。

【 0 0 1 1 】

本発明の他の好適な態様において、レーザービームスポットの中心の位置の決定は、光電検出器の出力信号が走査中に、最大の出力信号の半分に達したとき、したがって、レーザービームスポットの中心（光電検出器上のレーザービームスポットの半分）が基準エッジの縁にちょうど位置することを示すときを決定することによりなされる。

【 0 0 1 2 】

本発明の他の好適な態様において、走査経路の方向におけるレーザービームスポットの幅は、レーザービームスポットの先端および後端の位置を決定し、つぎにそれらの間の間隔を決定することにより決定される。本発明のこの態様において、レーザービームスポットの先端の位置付けは、出力信号（レーザービームスポットが基準エッジを越えて、最初に光電検出器に入射すること示す）を出し始めるときを決定することにより決定される。レーザービームスポットの後端の位置は、光電検出器の出力信号が最大（レーザービームスポットが基準エッジによび阻止されず、したがって光電検出器に完全に入射することを示す）に達するときを決定することにより決定される。レーザービームスポットの先端および後端が上述のように基準エッジ上を通過する瞬間を決定した後に、走査の方向にあるレーザービームスポットの幅は、基準エッジを越して走査するレーザービームの速度に基づいて計算される。

【 0 0 1 3 】

本発明の他の好適な態様において、走査の経路の方向におけるレーザービームスポットの幅はレーザービームスポットの先端および後端の位置を決定し、つぎにそれらの間の間隔を決定することにより、決定される。本発明のこの態様において、レーザービームスポットの先端の位置は、出力信号（レーザービームスポットが最初に基準エッジを通過し、光電検出器に入射することを示す）を放出し始めるときを決定することにより決定される。レーザービームスポットの後端の位置は、光電検出器の出力信号が最大（レーザービームスポットが基準エッジにより阻止されず、したがって光電管に完全に入射することを示す）に達するときを決定することにより決定される。レーザービームスポットの先端および後端が上述のように基準エッジ上を通過する瞬間を決定した後に、走査の方向にあるレーザービームスポットの幅は、基準エッジを越して走査するレーザービームの速度に基づいて計算される。

【 0 0 1 4 】

本発明の他の態様において、レーザービームスポットの非対称性および偏心は、走査中、出力信号の変化率または変化率の対称性を測定することにより見出される。

【 0 0 1 5 】

本発明の他の態様において、レーザービームスポットの大きさ、形状および位置は、好適には互いに垂直な二つの方向において決定される。本発明のこの態様において、走査が好適に、垂直な第一および第二の基準エッジにわたって、垂直な二つの経路で実施される。本発明のこの実施例において、レーザービームスポットの大きさ、形状および位置は、基準エッジの背後にある一つの光電検出器または二つの別個の光電検出器のいずれかからの出力信号を測定することにより垂直な二つの方向において決定される。本発明のこの態様の利点は、ビームスポットの非対称性（すなわち、ビームスポットの不規則な形状）ならびにビームスポットの偏心（すなわち、ビームスポットの伸長から楕円形状を形成する）

10

20

30

40

50

が検出できることである。

【 0 0 1 6 】

本発明の好適な態様において、光電検出器はバルク検出器である。この場合、本発明の利点はより複雑で高価なイメージ化検出器を必要としないことである。

【 0 0 1 7 】

本発明はまた、走査レーザービーム伝送システムを較正する方法を提供する。これら方法は、ターゲットの位置に較正ツールを配置し、そのツールにレーザービームを向け、ツールを使用してレーザービームを検知し、そして検知したレーザービームに応答してシステムを調節することを含む。種々の態様において、レーザービームは、ツールと患者の角膜との間を（たとえば、ガルバノミラーを使用して）繰り返して向けることができる。この場合、ビームの大きさ、形状および／または位置が決定された後に、レーザービームは角膜上の既知の位置に適用され得る。これに代えて、ツールはレーザービーム源と患者の角膜との間のビーム経路に、繰り返して、挿入され、または除去され得る。整合ツールはつぎに、患者の角膜の再整形を行い、そして角膜の再整形の後、目標の位置に再配置できるように、目標位置から繰り返して除去される。いずれかのアプローチを使用して、レーザービームの強度および形状特性の反復測定がなされるとともに、レーザービームの目標定めの反復較正が実施することができ、したがって、患者の角膜切除の際、精密な位置付け精度が保証される。

10

【 0 0 1 8 】

本発明のさらなる態様において、レーザービームは、レーザービームスポットの形状および強度特性のリアルタイムの測定および／またはレーザービーム伝送システムのリアルタイムの整合が達成できるように、測定／整合ツールに向けられるビームの第一の部分、ならびに患者の角膜に向けられる第二の部分に分離される。

20

【 0 0 1 9 】

ツールの配置に関係なく、較正ツールはビームスポットの大きさ、形状、エネルギー分布、および／または位置を示す信号を与える。これらの信号は、ビーム伝送システムの計画された切除プロトコルを調節するために使用することができる。特に、検知された情報を使用して、ショットの位置および数を計算するためのアルゴリズムを改定することができ、これにより、再整形手順の正確さが増す。この較正情報は、各切除手順の直前および／またはその間、切除アルゴリズムを調節するために使用することができる。

30

【 0 0 2 0 】

本発明の他の態様において、測定／整合ツールは、入射レーザービームに応答して蛍光を発する目標物を含む。本発明の第二の実施例において、操作者は、目標スクリーンにレーザー光を向けている間、目標スクリーン上の蛍光したスポットの位置を見る。このような観測は、システム顕微鏡により行うことが望ましい。ビーム伝送システムは、目標定めの光学系（クロスヘア焦点鏡を含むことができる）と整合され、これによりレーザービームシステムの較正を行うことができる。

【 0 0 2 1 】

実施例の説明

図 1 ないし図 1 3 は、本発明の第一の実施例の種々の態様を示す。図 1 4 ないし図 1 5 B は、本発明の第二の実施例の種々の態様を示す。図 1 6 ないし図 2 0 は本発明の第一および第二の実施例を含み得る較正ツールを含む較正システムを示す。

40

【 0 0 2 2 】

目のレーザー外科手術中、患者の角膜の領域を切除するために、エキシマレーザービームの目標を定めるとき、目標物へのレーザービームにより形成されるスポットはしばしば、円形状となり、典型的に、実質的に一様なエネルギー分布をもつようになる。他の既知の伝送システムは、ガウスまたは平坦なエネルギープロファイルをもつ、矩形またはスリット状のビームを有する。それにも関わらず、レーザービームの、正確な強度および形状プロファイルは常に、レーザー伝送システムの目標定めの光学系のみによって決定することができない。特に、患者の角膜に適用するレーザービームスポットのパターンを発生さ

50

せるとき、できるだけ正確に、レーザービームの強度および形状プロフィールを知ることには利点がある。レーザービームスポットに対する正確な強度および形状プロフィールをもつと、角膜にレーザービームを、パターンをもつスポットで連続的に適用することで、患者の角膜を正確に整形することが可能である。本発明は、目標定めのパターンを発生させるため、またはシステムを校正するために使用することができる、レーザービームの強度および形状のプロフィールを正確に決定する。

【 0 0 2 3 】

レーザーシステムは、限定はされないが、波長が約193nmをもつレーザーエネルギーを形成するアルゴン フッ化物エキシマレーザーのようなエキシマレーザーを含み得る。他のレーザーシステムは、周波数増幅固体レーザー、フラッシュランプおよびダイオードポンプ固体レーザーなどのような固体レーザーを含み得る。たとえば、固体レーザーは、米国特許第5,144,630号に、さらに、Borsuztky等の"Tunable UV Radiation at Short Wavelengths (188-240nm) Generated by Frequency Mixing in Lithium Borate", Appl. Phys 61: 529-532 (1995)に開示されているもののような、波長が約193-215nm のUV固体レーザーを含む。他の種々のレーザーを使用できる。レーザーエネルギーはしばしば、離散してはいるが連続するレーザーパルスまたはショットのような形成されたビームを含んでもよい。

【 0 0 2 4 】

目標物上のレーザービームスポットの正確な直径および形状は常に、目標定めのシステム光学系にのみ依存して精密に決定されるわけではない。特に、このことは、レーザービームスポットの形状が多少偏心または非対称であるときに言える。さらに、レーザービームスポットの大きさおよび形状における僅かな変化が、ビーム伝送システムにおいて、いろいろな開口およびレンズの間が切り替わるときに生じうる。たとえば、図19は開口ホイール200の開口210を通過するレーザービームを示す。ホイール200が回転すると、レーザービーム18は種々の開口220、230および240を通過する。開口220、230および240のそれぞれは好適には、いろいろな直径のビーム18が選択して患者の角膜に適用されるように、種々の直径をもつ大きさとなっている。本発明は、ここで説明されるように、開口210、220、230および240のそれぞれを通過するときに、ビーム18の精密な大きさおよび形状を決定することができるシステムを提供する。

【 0 0 2 5 】

本発明は目標上でのレーザービームスポットの大きさ、形状および位置を含む寸法を精密に決定する方法および装置を提供する。したがって、レーザービームスポットの形状および強度のプロフィールは、患者の角膜を、その上のレーザービームスポットのパターンで整形する際に使用するために発生させ得る。また、レーザー伝送システムの目標定めの光学系は、本発明により決定されるようなレーザービームの実際の位置と、レーザー伝送システムの目標定めの光学系の走査ハードウェアおよび検流計により決定されるようなレーザービームの位置との間のずれを考慮して、整合させることができる。本発明により、レーザービームスポットの正確な大きさ、形状および強度を決定することにより、所望の角膜切除処理が、目標組織の不所望の位置または切除を行わない目標に入射することなく、行うことができ、これにより再整形アルゴリズムおよび手順の正確さが高まる。

【 0 0 2 6 】

図1ないし図13に示されているような本発明の第一の実施例において、レーザービームスポットは、(基準エッジとして参照される)ナイフエッジ(背後に光電検出をもつ)にわたって走査されるが、好適には、レーザービームは、走査中、基準エッジの面に対して垂直に向いている。種々のアプローチにおいて、レーザービームは、基準エッジをわたり、そして光電検出器へと、または光電検出器をわたり、そして基準エッジへと走査することができる。

【 0 0 2 7 】

光電検出器の出力を測定することにより、以下のとおりに、走査中、レーザービームスポットの強度、大きさ、形状および位置を決定することが可能である。

【 0 0 2 8 】

図 1 は、レーザー源（図示せず）から、基準エッジ30および光電検出器40に向けたレーザービーム18の斜視図を示す。レーザービーム18は基準エッジ30および光電検出器40について（すなわち、ほぼ垂直に維持されながら横切るように移動）走査される。走査の例が図 1 6 に示されているが、ここで、レーザービーム18は、（基準エッジ30および光電検出器40からなる）測定 / 整合ツール100を横切って走査される。特に、検流計120が、ビーム18Aで示されている位置からビーム18Bで示されている位置に、整合ツール100の表面を横切ってレーザービーム18を走査するために回転する。

【 0 0 2 9 】

図 1 において、レーザービーム18はしたがって、方向Dにおいて、基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される。光電検出器40（好適に、バルク光電検出器からなる）は図示のとおり、基準エッジ30の背後に配置されている。図 2 は、走査の間のある瞬間（ここではレーザービームスポットは）の図 1 に対応する平面図を示す。図示のように、レーザービームスポット20が図示のように円形であると、レーザービームスポット20の第一の半分22は、走査中、レーザービームスポット20の中心25が正確に、基準エッジ30のエッジに位置する、ちょうどその瞬間の光電検出器に入射する。

【 0 0 3 0 】

図 3 A、図 3 Bおよび図 3 Cは、レーザービーム18が走査中、基準エッジ30を横切り、光電検出器40へと走査される、レーザービームスポット20の連続した移動を示す。図 4 は、ビームスポット20の走査が基準エッジ30を横切り、光電検出器40へとなされる間の光電検出器40からの出力信号Sの対応する強度を示す。光電検出器40の出力信号Sの強度は、基準エッジ30により阻止されず、したがって光電検出器40に直接入力されるビームスポット20の面積に対応する。特に、信号Sの強度はガウス形パルスに対して、次のように表すことができる。

【 数 1 】

$$S = \int_0^x (\text{二次元のスポット強度プロフィール}) dx$$

"頂冠 (top hat)" パルスに対しては（エネルギー分布がパルスの断面にわたって、実質的に一様である）、次のとおりである。

【 数 2 】

$$S = \int_0^x \sqrt{x^2 + y^2} dx$$

【 0 0 3 1 】

図 4 の点P1、P2およびP3は、ビームスポット20が図 3 A、図 3 Bおよび図 3 Dにそれぞれ示されている位置にある瞬間の出力信号Sの強度を示す。ほぼ円形のビームスポット20に対して、出力信号Sの強度は、つぎのように、図4に示されたS字の曲線形状となる。

【 0 0 3 2 】

ビームスポット20が図 3 Aに示されているように基準エッジにわたって完全に位置すると、光電検出器は典型的に、システムのノイズを示す小さな信号強度Nのみを放出する。ビームスポット20が基準エッジ30を横切るように走査されると、次第に、ビームスポット20の面積の多くが、光電検出器40に到達し、光電検出器信号Sの強度は増加する。ビームスポット20が図 2 および図 3 A（ビームスポット20の中心25が基準エッジ30に直に位置する）に示されている位置に到達すると、ビームスポット20の第一の半分22は光電検出器40に入射される。したがって、信号Sは点P2での、最大の信号強度のほぼ1/2になる。最後に、ビームスポット20が図 3 C（全ビームスポット20が光電検出器40に入射する）に示されて位置に達すると、信号Sは点P3で、最大の信号強度に達する。

【0033】

本発明の好適な態様において、レーザービーム18の強度は、レーザービームスポットが光電検出器に完全に入射し、基準エッジに阻止されないとき、点P3において、光電検出器の最大の出力信号を測定することにより決定される。

【0034】

本発明の他の好適な態様において、レーザービームスポット20の面積は、この面積が、図3Aに示されているような走査の開始から、図3Cに示されているような走査の終わりまで、光電検出器40に入射するようになる、ビームスポット20の全面積に対応することから、点P1と点P3の間の曲線の下を面積を積分することにより決定される。

【0035】

本発明の他の好適な態様において、レーザービームスポット20の中心25の位置が決定される。上述したように、レーザービームスポット20の中心25は、出力信号Sの強度が、点P3での出力信号Sの強度の1/2となる、点P2に到達するとき、基準エッジ30を通過する。P1での小さなノイズ信号Nのために、出力信号の強度が点P2であるときを決定することが難しくなる。したがって、好適なアプローチにおいて、P2は、最大の出力信号の第一の部分と最大の信号出力の第二の部分（ここで、第一および第二の部分は一緒になって最大の信号出力となる）との間の中間を決定することにより見出される。

【0036】

たとえば、点P4が、信号の強度が点P3での最大の信号出力の10%に等しいところに位置する。同様に点P5が、信号強度が点P3での最大の信号出力の90%に等しいところに位置する。信号曲線上の点P4およびP5の位置の決定の後、点P2は、それらの間の中心に位置する。点P4およびP5がまた30%および70%、もしくは15%および85%となってもよく、または一緒になって100%の最大の信号強度（点P3）となる他の割合の組み合わせとなってもよいことは理解されよう。

【0037】

走査速度は、位置フィードバックシステムによるか、または走査の速度および時間を決定することによるかのいずれかで知ることができる。走査の速度（検流計120の回転速度に対応する）を知ること、およびP2が到達する瞬間（すなわち、ビームスポット20の中心25は基準エッジ30に位置するとき）を決定することで、中心25の位置は決定される。

【0038】

本発明の他の好適な態様において、走査方向Dにおける、ビームスポット20の幅は、つぎのように決定される。図3Aに示されているように、ビームスポット20の先端21が基準エッジ30に位置する（図4においてP1として示されている）。走査の開始時、先端21は光電検出器40に入射し始める（図4に示されているように、光電検出器の出力信号強度の増加により示される）。図3Cに示されているように走査の終了のとき、後端23が図示のように光電検出器に入力する（図4の点P3（光電検出器の出力信号の増加が停止するとき）で示されている）。

【0039】

方向Dにおいて、レーザービーム走査の移動速度を知ること、（走査中、速度および時間を知ることか、または位置フィードバックシステムを通してかのいずれかで）、P1およびP3に到達する瞬間が決定され得る。このように、レーザービームスポット20の幅（点P1で光電検出器40の通過が始まり、点P3で通過が終わる）は容易に計算することができる。

【0040】

本発明の好適な態様において、レーザービームスポット20の形状は、走査中、出力信号Sの変化割合を測定することにより決定される。

【0041】

たとえば、図5は、楕円形状のレーザービームスポット20Aが基準エッジ30および光電検出器40にわたって走査されるところを示す。

【0042】

レーザービームスポット20Aは、図示のように、方向Dにおいて伸長している。基準エッジ

10

20

30

40

50

30および光電検出器40を横切って、走査するレーザービームスポット20Aに対応する出力信号Sの強度は、図6に示されている。図から分かるように、点P1と点P3の間で、光電検出器40の出力信号Sの変化の割合は図4（図4と比較して、図6では、点P1と点P3とは時間間隔がより長い）に示されているよりも緩やかである。したがって、図6の出力信号Sの変化の割合がより緩やかであることは、レーザービームスポット20Aが、方向Dにおいて円形状のレーザービームスポット20よりも伸長していることを示す。

【0043】

逆に、図7は基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される、楕円のビームスポット20Bを示す。レーザービームスポット20Bは図示のように方向Dに垂直な方向に伸長する。図8は、図7の走査に対応する出力信号Sの強度を示す。図示のとおり、出力信号Sの変化の割合は、図4の場合よりも急激である（図4と比較して、図8では、点P1と点P3との間の時間間隔がより狭い）。図8に出力信号Sの変化のより急激な割合はしたがって、レーザービームスポット20Bが円形状のレーザービームスポット20よりも、方向Dに対して垂直な方向に伸長している。

【0044】

本発明の他の態様において、レーザービームスポット20の形状は走査中、出力信号Sの対称性を測定することにより決定することができる。このように、レーザービームスポット20の非対称性および/または偏心率はつぎのように決定される。図9において、偏心が誇張した"涙形"のレーザービームスポット20Cが、基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される。上記した新規なアプローチを使用して、図10に示されているように、先端21Cは点P1に位置し、スポットの中心25Cは点P2に位置し、後端は点P3に位置する。図示されているように、図7は逆に、基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される、楕円ビームスポット20Bを示す。レーザービームスポット20Bは図示のように方向Dに対して垂直な方向に伸長する。図8は図7の走査に対応する出力信号Dの強度を示す。図から分かるように、出力信号Sの変化の割合は、図4の場合よりも急激である（図4の場合と比較して、図8において点P1と点P3との間の時間間隔がより小さい）。図8の出力信号Sの変化の、より急激な割合はしたがって、レーザービームスポット20Bが、円形状のレーザービームスポット20よりも、方向Dに対して垂直な方向により伸長している。

【0045】

本発明の他の態様において、レーザービームスポット20の形状は走査中、出力信号Sの対称性を測定することにより決定することができる。このように、レーザービームスポット20の非対称性および/または偏心率はつぎのように決定される。図9において、偏心が誇張した"涙形"のレーザービームスポット20Cが、基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される。上記した新規なアプローチを使用して、図10に示されているように、先端21Cは点P1に位置し、スポットの中心25Cは点P2に位置し、後端は点P3に位置する。図示されているように、図7は逆に、基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される、楕円ビームスポット20Bを示す。レーザービームスポット20Bは図示のように方向Dに対して垂直な方向に伸長する。図8は図7の走査に対応する出力信号Dの強度を示す。図から分かるように、出力信号Sの変化の割合は、図4の場合よりも急激である（図4の場合と比較して、図8において点P1と点P3との間の時間間隔がより小さい）。図8の出力信号Sの変化の、より急激な割合はしたがって、レーザービームスポット20Bが、円形状のレーザービームスポット20よりも、方向Dに対して垂直な方向により伸長している。

【0046】

本発明の他の態様において、レーザービームスポット20の形状は走査中、出力信号Sの対称性を測定することにより決定することができる。このように、レーザービームスポット20の非対称性および/または偏心率はつぎのように決定される。図9において、偏心が誇張した"涙形"のレーザービームスポット20Cが、基準エッジ30および光電検出器40を横切って走査される。上記した新規なアプローチを使用して、図10に示されているように、先端21Cは点P1に位置し、スポットの中心25Cは点P2に位置し、後端は点P3に位置する。図示されているように、点P2（信号強度がP3で信号強度の1/2）は、点P1およびP3との間の

10

20

30

40

50

中心ではなく、P1に近く、したがって、レーザービームスポット20Cが、後端20Cよりも先端21Cに近くに中心25Cをもつ多少偏心形状をもつことが示されている。

【0047】

上述したように、本発明は、基準エッジにわたり、そして光電検出器を走査される方向における、レーザービームスポットの強度、大きさ、および形状プロフィールを測定するための装置を提供する。

【0048】

本発明の、さらに他の好適に態様において、レーザービームスポットの大きさ、形状および位置は、二方向において、つぎのように決定される。図11において、ビームスポット20は端部31を横切って第一の方向D1に移動し、つづいて端部33を横切って垂直な第二の方向D2に移動する。図示のように、端部31および33は一緒になって基準エッジ30の角部を形成する。

10

【0049】

レーザービームスポット20が上記技術を使用して端部31を横切って走査されるときに、光電検出器40の出力信号を測定して、先端21、後端23および中心25の位置は決定することができる。先端21および後端23の位置を知って、方向D1の幅W1が計算され得る。つづいて、レーザービームスポット20は端部33を横切って、垂直な方向D2に走査される。結局、側方端部27および29、ならびに中心25の位置は上記技術を使用して決定され得る。側方端部27および29の位置を知って、方向D2の幅W2が計算され得る。

20

【0050】

図12は、別個の光電検出器40Aおよび40Bを使用することを除き、図11のものと同様のものを示す。図13は、背後の配置される、二つの別個の垂直な基準エッジ32および34、ならびに二つの別個の光電検出器40Aおよび40Bを使用する他の実施例を示す。

【0051】

光電検出器40上のレーザービームスポット20の大きさおよび形状を決定した後に、目標組織に入力されるビームスポットの正確な大きさおよび形状を知ることによって、レーザービームは患者の目の角膜の目標組織へと安全に向けることができる。好適に、角膜上のパターンでもって、多くのいろいろな場所に、レーザービームを繰り返して適用することにより、角膜は所望の形状に整形することができる。本発明を使用することによって、レーザービームスポットの大きさおよび形状は、角膜へのレーザービームの連続した適用の前、または同時に、正確に決定することができる。

30

【0052】

たとえば、図16および17に示されているように、レーザービーム18は、較正ツール100と患者の角膜130との間で、交互に方向付けすることができる。較正ツール100は好適に、上述したように、基準エッジ30および光電検出器を含む。図16において、レーザービーム18は検流計120による反射ビーム18Cを患者の角膜130に繰り返して（ビーム18を、ビーム18Aから18Bに示されている位置からツール100を横切り、連続的に走査して）向けることができる。図17においては、これ代えて、ツール100は、破線で示したツール100Aの位置に、繰り返して戻し、そして進めることができる。レーザービーム18の角膜130への適用は、ツール100が、レーザービームスポット20の強度および形状のプロフィールを決定するためにレーザービームの経路に配置されるとき、周期的に遮断される。整合ツール100を横切ってビーム18を繰り返して走査する工程、またはツール100をビーム経路に配置し、そこから除く工程（このことにより、レーザービームスポット20の大きさおよび形状を繰り返して決定する）、そしてレーザー切除により角膜130を繰り返して再整形することにより確実に、レーザービームスポット20の大きさおよび形状は、患者の角膜の切除の間にわたって、変化しない。

40

【0053】

図18に示されているように、レーザースプリッタ250が、ビーム18の第一の部分19Aをツール100に向けると同時に、ビーム18の第二の部分19Bを角膜130に向けるために使用され得る。図18の例を使用して、角膜130におけるレーザービーム20の強度および形状の

50

両方のプロフィールのリアルタイムの測定が、角膜の組織が切除される間に、達成され得る。

【 0 0 5 4 】

図 1 6 , 図 1 7 および図 1 8 に示されているように、コンピュータ124が、光電検出器の40の出力信号の強度を、時間にわたって記憶し、このことにより、レーザービームスポット20の強度および形状の両方のプロフィールが生成される。さらに、コンピュータ124は、レーザービームスポット20の強度および形状のプロフィールから、角膜130におけるレーザービームスポットの好適な適用パターンを計算できる。かくして、角膜130は所望の形状に整形することができる。また、モニター126が、光電検出器40の出力信号の強度を表す波形を表示する。

10

【 0 0 5 5 】

他の好適な態様において、ツール100はレーザー伝送システムの、目標定め光学系を整合するために使用することができる。特に、光電検出器40を横切って走査するとき、レーザービームスポット20の中心25を配置した後に、目標定め光学系122により決定されたレーザービームの位置と、ツール100により示されたレーザービームの位置との間の違いを補償するために、ビーム伝送システム(検流計120を含む)は、精密に整合させることができる。蛍光を発するが切除は行わないツール100の好適な材料が好ましい。このような材料は、白色のストック紙または白色の名刺でもよい。また、コネチカット州にあるStartech Inc.から購入できる、適切な蛍光プレート材も使用することができる。

【 0 0 5 6 】

20

第二の実施例において、測定/整合ツール100は、図 1 4 および図 1 5 B に示されているような、入射レーザー光に应答して蛍光を発するスクリーンである。図 1 4 において、レーザービーム18はスクリーンに向けて入射され、スクリーン105はビームスポット20の領域で蛍光を発する。操作者200が目標定め光学系122(好適にはシステム顕微鏡からなる)を通して眺め、図 1 5 A に示されているように、ビームスポット20の蛍光を見る。目標定め光学系122により反射板110が操作者に表示され、操作者は、蛍光ビームスポットが反射板110と整合するようにレーザービーム伝送光学系を調節する。

【 0 0 5 7 】

都合よく、ビームスポット20の位置を調節することは、ビーム走査機構を有効に使用して達成される。このことは、システム顕微鏡を精密なX-Y調節機構で移動させる必要がなくなることから、整合を非常に容易にする。これに代えて、検流計レーザービーム伝送光学系に送信される目標定め信号は、目標位置にビームの照準を定めるために、選択的に交互にされまたはオフセットされ得る。走査の正確さは、多くの目標位置の間でビームを移動させることで、そして再整形手順の間、信号オフセットを使用して個々のビームショット目標により高めることができる。他の実施例において、ビーム伝送システムは、反射板110の十字線の間で、ビームスポット20を移動させるために、機械的に調節することができ、これによりレーザービーム伝送システムの目標定め光学系が整合される。

30

【 0 0 5 8 】

他の実施例において、ツール100は、屈折再整形の間、目により占められる位置にまたはその付近に、取り外し可能に配置することができる。ツール100は揺動アームまたは在来
の方法で保持することができる。再整形手順の前に、システムをセットまたはチェックするために、操作者は整合モードをとる。このモードでは、反射板110は固定状態にあり、レーザーは、ビームスポット20で蛍光を誘導するために点火される。ビームスポットは、検流計に送られる信号を変化させることにより、ビーム伝送光学系を調節する、ジョイスティック、マウス、スイッチなどのような入力装置を介して、操作者により移動させることができる。レーザービームは、新しいレーザービームを生成するために、点火され、操作者はレーザービームがレーザービームと一致するまで、信号オフセットを調節し続ける。一致が達成されると、操作者はボタンを押し(代わりに信号をシステムに与える)、システムコンピュータは切除中心を決定するためのオフセットの信号を記憶する。典型的に、反射板は、ツールが移動された後に、目をシステムに整合させるために、使用するこ

40

50

とができる。

【 0 0 5 9 】

例示の実施例が、理解を明瞭するために詳細に説明されているが、さまざまな変化、適合、修正が当業者には明らかであろう。たとえば、レーザービームを横方向にずらした目標位置に結像するために、ビームを軸から軸へと変化させてずらすレンズをもつ走査システムを含め、種々の走査ビーム伝送システムを使用することができる。本発明は、広範囲な切除計画プロトコルまたはアルゴリズムとともに使用することができ、精度を高めるためのアルゴリズムを付加することもできる。したがって、本発明の範囲は特許請求の範囲によってのみ限定される。

【図面の簡単な説明】

10

【図 1】 図 1 は、レーザービームが、背後に配置される光電検出器をもつ基準エッジにわたって走査され、ちょうどレーザービームの中心が基準エッジを越えたときの斜視図である。

【図 2】 図 2 は、図 1 の平面図である。

【図 3】 図 3 A、図 3 B および図 3 C は図 1 および図 2 の基準エッジを横切って移動するレーザービームを連続的に示す。

【図 4】 図 4 は、図 3 A、図 3 B および図 3 C に図示の走査の間の、光電検出器の出力信号のグラフである。

【図 5】 図 5 は、背後に配置される光電検出器をもつ基準エッジにわたって走査される、楕円形状のレーザービームスポット（走査経路に平行な長軸をもつ）を示す。

20

【図 6】 図 6 は、図 5 の楕円形状のレーザービームスポットの走査中における光電検出器の出力信号を示す。

【図 7】 図 7 は、背後に配置される光電検出器をもつ基準エッジにわたって走査される、楕円形状のレーザービームスポット（走査経路に垂直な長軸をもつ）を示す。

【図 8】 図 8 は、図 7 の楕円形状のレーザービームスポットの走査中における光電検出器の出力信号を示す。

【図 9】 図 9 は、背後に位置する光電検出器をもつ基準エッジをわたって走査される、偏心形状のレーザービームスポットを示す。

【図 10】 図 10 は、図 9 の楕円形状のレーザービームスポットの走査中における光電検出器の出力信号を示す。

30

【図 11】 図 11 は、二つの基準エッジが一緒になって平坦部材の角部を形成する、垂直な二つの基準エッジにわたって走査されるレーザービームスポットの平面図である。

【図 12】 図 12 は、図 11 に対応するが、二つの別個の光電検出器を使用する場合の平面図である。

【図 13】 図 13 は、背後に配置される、別個の光電検出器を各々がもつ、二つの垂直な基準エッジにわたって走査されるレーザービームを示す平面図である。

【図 14】 図 14 は、レーザービームが入射する領域で蛍光を発するスクリーンに、レーザービームを向けるレーザービーム伝送システムの斜視図である。

【図 15】 図 15 A は、図 14 の蛍光スクリーンに、レーザービームが向けられたときに、レーザービーム伝送システムの目標定め光学系を通して見たシステム較正前の状態を示し、図 15 B はシステム較正後の図 15 A に対応する状態を示す。

40

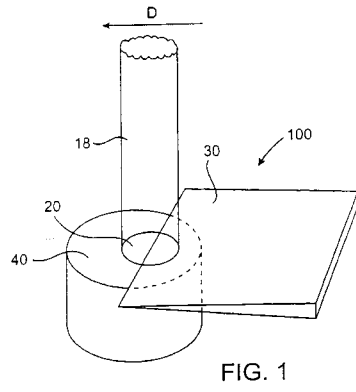
【図 16】 図 16 は、レーザービームを、較正ツールにわたって走査し、治療レーザービームを患者の角膜に適用するレーザービーム伝送システムを示す。

【図 17】 図 17 は、ビーム経路に除去可能な較正ツールを示す、治療レーザービームを患者の角膜に適用するレーザービーム伝送システムを示す。

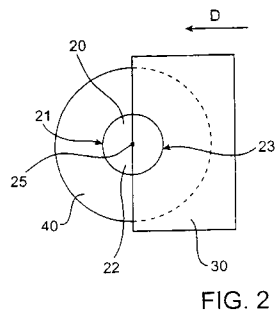
【図 18】 図 18 は、治療レーザービームを同時に、患者の角膜および較正ツールに適用するレーザービーム伝送システムを示す。

【図 19】 図 19 は、開口ホイールまたはタレットの選択可能な開口を通して、レーザービームを向けるレーザービーム伝送システムを示す。

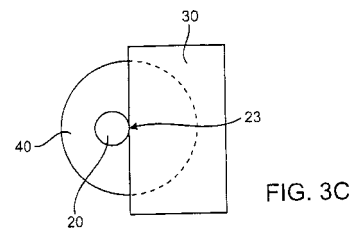
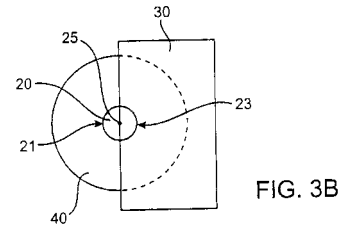
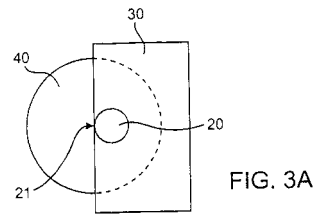
【図 1】



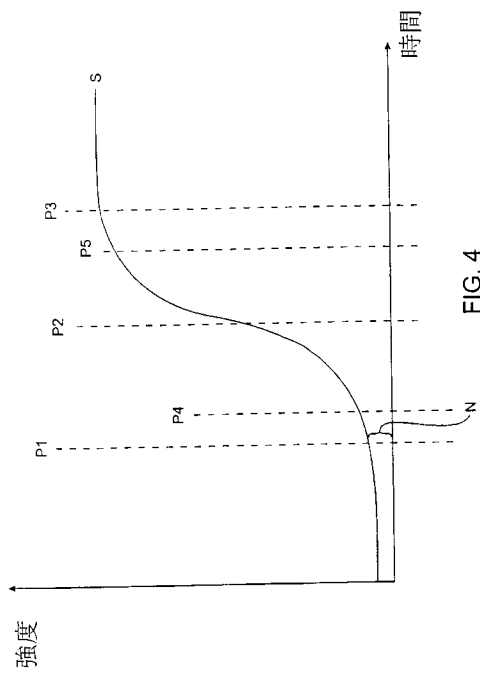
【図 2】



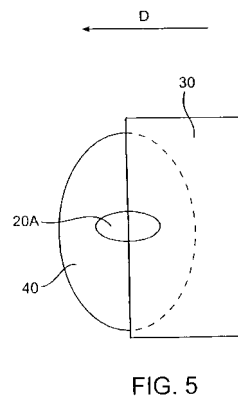
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6】

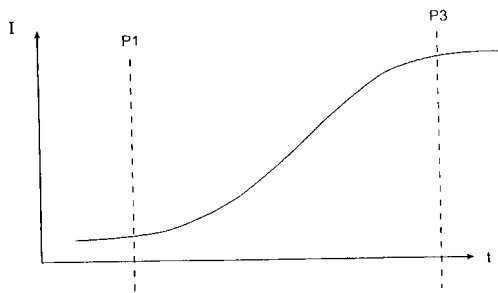


FIG. 6

【図 7】

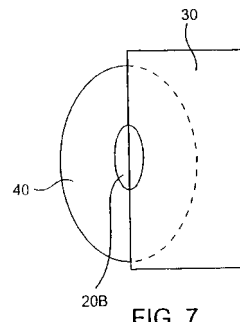


FIG. 7

【図 8】

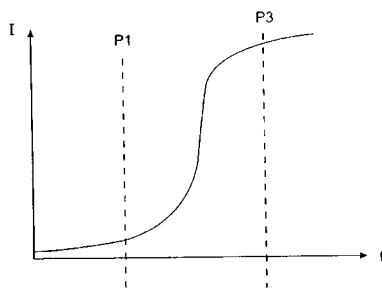


FIG. 8

【図 9】

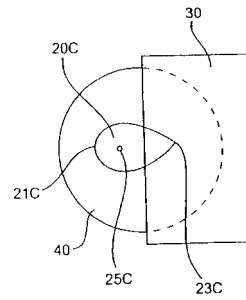


FIG. 9

The graph plots current I on the vertical axis against time t on the horizontal axis. The curve begins at a low current value, remains relatively flat until point P1, then rises steeply through point P2, and finally levels off towards a saturation point S. Vertical dashed lines are drawn through the curve at points P1, P2, and P3, which correspond to specific time intervals on the t -axis.

FIG. 13

FIG. 13

【図 14】

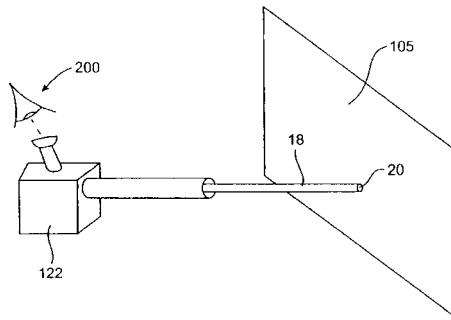


FIG. 14

【図 15】

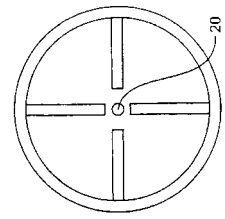


FIG. 15B

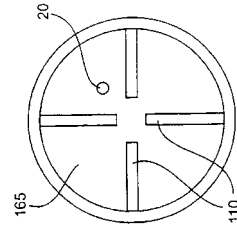


FIG. 15A

【図 16】

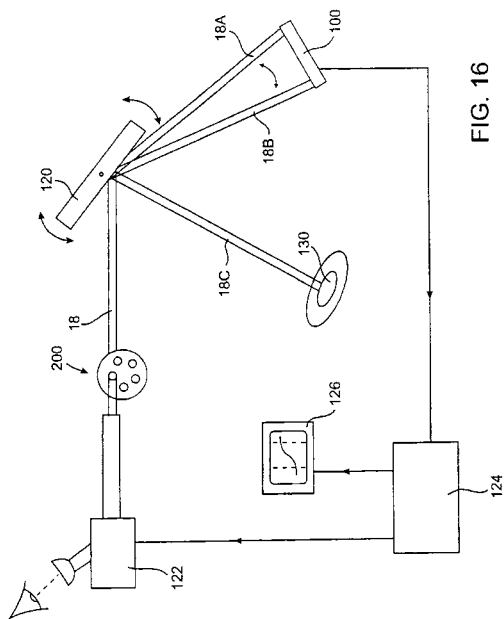


FIG. 16

【図 17】

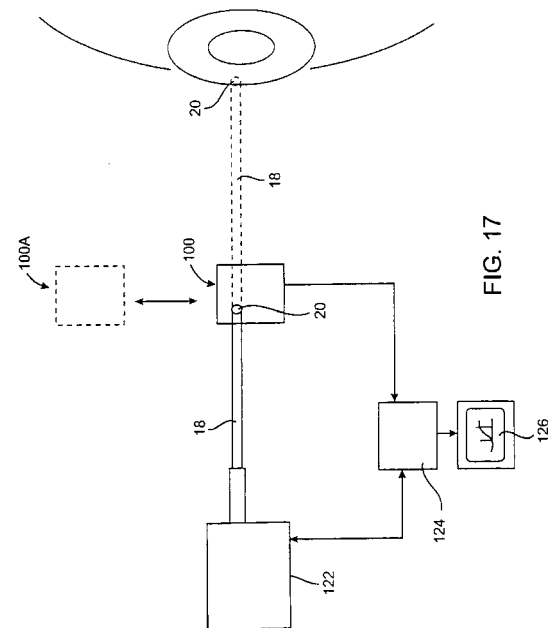


FIG. 17

【図 18】

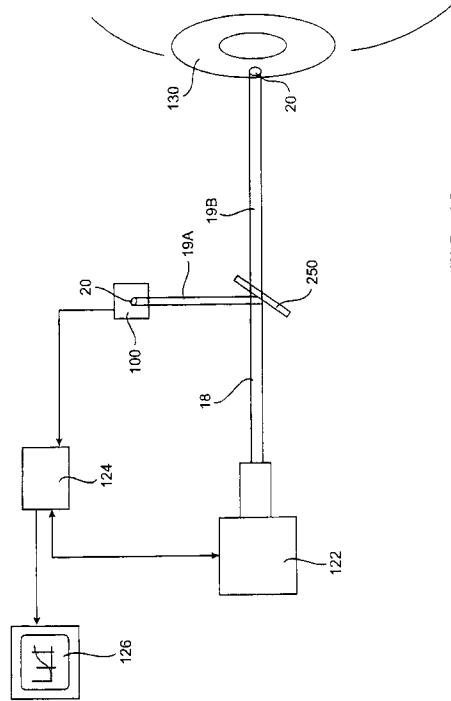


FIG. 18

【図 19】

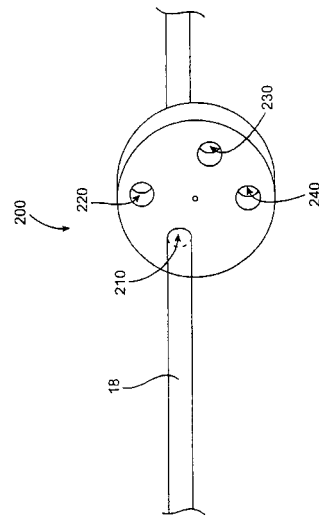


FIG. 19

 フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I		
H 0 1 S	3/00	(2006.01)	G 0 1 B	11/28	Z
H 0 1 S	3/101	(2006.01)	G 0 1 J	1/02	L
			H 0 1 S	3/00	A
			H 0 1 S	3/101	

審査官 小原 深美子

- (56)参考文献 特開昭 6 2 - 0 8 0 6 1 8 (J P , A)
 特開昭 5 6 - 0 6 6 7 1 3 (J P , A)
 米国特許第 5 9 0 9 2 7 4 (U S , A)
 米国特許第 4 7 1 3 5 3 7 (U S , A)
 米国特許第 5 7 7 2 6 5 6 (U S , A)
 欧州特許出願公開第 0 2 7 4 2 0 5 (E P , A 2)
 米国特許第 5 2 6 7 0 1 2 (U S , A)
 米国特許第 5 6 9 4 2 0 9 (U S , A)
 米国特許第 5 0 7 8 4 9 1 (U S , A)
 米国特許第 5 4 5 9 5 6 5 (U S , A)
 米国特許第 5 2 5 8 8 2 1 (U S , A)
 欧州特許出願公開第 0 3 1 9 3 4 5 (E P , A 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G01J 1/42
 A61F 9/007
 G01B 11/00
 G01B 11/28
 G01J 1/02
 H01S 3/00
 H01S 3/101