

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-296624

(P2005-296624A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 F 9/007

A 6 1 B 18/20

F I

A 6 1 F 9/00 5 0 2

A 6 1 F 9/00 5 1 2

A 6 1 B 17/36 3 5 0

テーマコード (参考)

4 C 0 2 6

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-367331 (P2004-367331)
 (22) 出願日 平成16年12月20日 (2004.12.20)
 (31) 優先権主張番号 821402
 (32) 優先日 平成16年4月9日 (2004.4.9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 502381346
 2 O / 1 O パーフェクト ビジョン オ
 プティシュ ゲラエテ ゲーエムペーハー
 ドイツ国 ディー 6 9 1 2 3 ハイデル
 ベルグ アム トオープンフェルド 2 1 /
 1
 (74) 代理人 100066692
 弁理士 浅村 皓
 (74) 代理人 100072040
 弁理士 浅村 肇
 (74) 代理人 100072822
 弁理士 森 徹
 (74) 代理人 100087217
 弁理士 吉田 裕

最終頁に続く

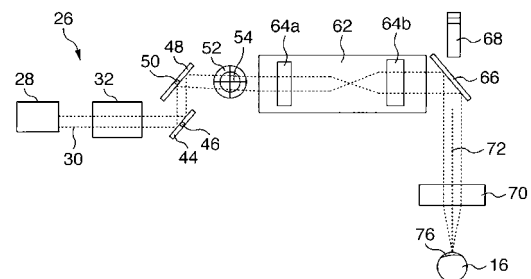
(54) 【発明の名称】 角膜レーザー外科療法のための光束誘導システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】角膜レーザー外科療法において、レーザー・ビームを目標組織の焦点に誘導する装置および方法を提供する。

【解決手段】レーザー・ビームを生成する際、レーザー・ビームの中心ビーム路からの発散は、光学誘導コンポーネントを順次配置構成することにより、最小になる。順番に、ビームは最初に、z 走査器具の中心へと案内され、これは焦点を媒体中で z 方向に移動させる。次に、ビームは第 1 検流計ミラーの中心へと通過し、これは x 方向に焦点の移動を導入する。次に、第 2 検流計ミラーが、ビームを第 3 検流計ミラーの中心へと再案内することにより、x 方向の移動を補償し、ここで y 方向で焦点の移動が導入される。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザ・ビームを媒体の焦点に誘導する装置で、媒体が直交 $x - y - z$ 座標系を画定し、
レーザ・ビームをビーム路に沿って媒体へと案内するレーザ光源と、
レーザ・ビームを媒体の x 方向に移動させるため、ビーム路上で位置決めされた第 1 走査機構と、
レーザ・ビームの動作を x 方向で補償するために、ビーム路上で位置決めされた第 2 走査機構と、
レーザ・ビームを媒体の y 方向に移動させるため、ビーム路上で位置決めされた第 3 走査機構と、
焦点を z 方向に移動させる z 走査器具と、
レーザ・ビームを媒体の $x - y$ 面の焦点に向かって誘導するために、前記第 1、前記第 2 および前記第 3 走査機構、および前記 z 走査器具の動作を一斉に制御する手段とを備える装置。

【請求項 2】

前記第 1 走査機構、前記第 2 走査機構、および前記第 3 走査機構が検流計ミラーである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

目標組織を通してレーザ・ビームの焦点を移動させる方法で、
レーザ・ビームをビーム路に沿って z 走査器具の中心に案内するステップを含み、 z 走査器具が、焦点の位置を目標組織内で z 方向で変化させるために動作可能であり、さらに、
レーザ・ビームを z 走査器具の中心から第 1 走査機構の中心へと通過させるステップを含み、第 1 走査機構が、ビーム路を変更し、目標組織の焦点の位置に x 方向の変化を導入するよう回転可能であり、さらに、
レーザ・ビームを第 3 走査機構の中心に再案内することにより、変更したビーム路を補償させるために第 2 走査機構を回転するステップを含み、第 3 走査機構が、ビーム路を変更し、目標組織の焦点の位置に y 方向の変化を導入するよう回転可能である方法。

【請求項 4】

レーザ・ビームが、ビーム路上に位置決めされた集束レンズを通過し、前記集束レンズが中心軸線を画定して、ビーム路は、レーザ・ビームが前記集束レンズに入射すると、前記集束レンズの中心軸線にほぼセンタリングされる、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

レーザ・ビームを媒体の焦点に誘導する方法で、媒体が直交 $x - y - z$ 座標系を画定し、
レーザ・ビームをビーム路に沿って媒体へと案内するよう、レーザ光源を起動するステップと、
焦点を z 方向に移動させるため、レーザ・ビームを z 走査器具へと案内するステップと、
第 1 検流計ミラーを第 1 回転軸線の周囲で角度「 θ_1 」だけ回転させるステップと、
第 2 検流計ミラーを第 2 回転軸線の周囲で角度「 θ_2 」だけ回転させるステップと、
第 3 検流計ミラーを第 3 回転軸線の周囲で角度「 θ_3 」だけ回転させるステップと、
レーザ・ビームを焦点に向かって媒体の $x - y$ 面で誘導するために、前記 z 走査器具、および前記第 1、前記第 2 および前記第 3 検流計ミラーの回転を一斉に制御するステップを含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概ね角膜レーザ外科療法を実行するシステムおよび方法に関する。特に、本発

10

20

30

40

50

明は角膜レーザ外科療法を実行するためにレーザ・ビームを光学的に誘導するシステムおよび方法に関する。本発明は特に、しかし排他的ではなく、角膜レーザ外科療法のために、ビーム路をシステムの光学コンポーネント上にほぼセンタリングしたまま、レーザ・ビームを媒体中の焦点へと光学的に誘導するシステムとして有用である。

【背景技術】

【0002】

角膜レーザ外科療法は、多くの予め決定した焦点の連なりにレーザ・ビームを移動させ、集束させる（つまり誘導する）必要がある。実行すべき特定の外科措置に応じて、このような予め決定した焦点は媒体（目標組織）上にあるか、媒体内にある。いずれの場合も、所期の目的は、予め決定したパターンに従い目標組織を光変更（photoalter）することである。例えば屈折性外科療法では、目標組織は通常、人間の目の角膜の間質組織であり、レーザ・ビームの誘導は、レーザ・システムの光学コンポーネント（つまりレンズおよびミラー）の移動、傾斜または再位置合わせによって達成される。

10

【0003】

現在使用されているレーザ外科療法システムは通常、ビームがシステムを通過するにつれ、レーザ・ビームを移動させ、案内するよう操作される二重ミラーの組合せを含む。この組合せの中で、一方のミラーは、レーザ・ビームの焦点が目標組織の $x-y$ 面の x 方向に移動するよう動作する。これで、他方のミラーは、焦点が目標組織の $x-y$ 面の y 方向に移動するよう動作する。その結果、このような動作ごとに、レーザ・ビームは必然的にシステムを通る中心路から離れた方向に向けられる。さらに、この効果は累積的である。したがって、レーザ・ビームが動作して、特定のレーザ外科療法パターンに合わせて「 x 」および「 y 」の動作を実行するにつれ、ビーム路の中心が、システムの下流にある光学コンポーネントの中心から外れることになる。何らかのポイントで、これらの動作を組み合わせた効果が、レーザ・システムの光学的効率および外科的精度を大幅に低下させることがある。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

以上を鑑みて、レーザ外科療法中に媒体中の焦点へとレーザ・ビームを誘導する装置で、ビームがシステムを通過するにつれ、レーザ・ビームの動作を補償して、ビームがシステムの光学コンポーネント上にほぼセンタリングした状態を維持する装置を提供することが、本発明の目的である。本発明のさらに別の目的は、角膜レーザ外科療法中に媒体中の焦点へとレーザ・ビームを誘導する装置で、目標組織中でレーザ・ビームの焦点が「 x 」、「 y 」および「 z 」方向に移動する間、光学要素の中心からのレーザ・ビームの変位を最小にする装置を提供することである。本発明のさらに別の目的は、角膜レーザ外科療法中に媒体中の焦点へとレーザ・ビームを誘導するために、使用しやすく、相対的に単純に製造され、費用効果が比較的高い装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明によると、ビーム路に沿って媒体中の焦点までレーザ・ビームを誘導する装置は、ビーム路に沿ってレーザ・ビームを生成するレーザ光源を含む。また、レーザ・ビームを誘導するために、ビーム路に沿って第1、第2および第3走査機構が順番に配置される。この3つの走査機構を組み合わせた効果は、媒体（目標組織）中の $x-y$ 面上で焦点の動作を生成することである。本発明の好ましい実施形態では、第1、第2および第3走査機構は検流計ミラーである。この3つの走査機構に加えて、本発明の装置は、 $x-y$ 面に直角である z 方向でレーザ・ビームの焦点を動作させる z 走査器具も含む。本発明の一つの実施形態では、器具は音声コイル・サブアセンブリである。代替実施形態では、器具は能動ミラーである。

40

【0006】

本発明で意図したように、システムの光学コンポーネントの中心からのレーザ・ビーム

50

の発散または変位は、ビーム路に沿って光学コンポーネントを適切に配置し、第3走査機構を組み込むことによって最小になる。特に、z走査器具は、最初にレーザ光源の後に整列して配置され、器具の中心でレーザ・ビームを受けるよう位置決めされる。これで、z走査器具により、レーザ・ビームは集束または発散して、ビームの焦点面のz方向動作を実行する。次に、z走査器具は、ビームを第1検流計ミラーの中心に向かって送る。光学的に、第1検流計ミラーは、ビーム路上に位置決めされて、第1検流計ミラーが「 θ_1 」の角度だけ回転するたびに、x-y面上でx方向での変化を実行する。次に、第2検流計ミラーがビーム路上で位置決めされ、第1検流計ミラーによってビーム路の発散が導入されると、それを全て補償する。特に、これは第2検流計ミラーを「 θ_2 」の角度だけ回転し、ビーム路を第3検流計ミラーの中心に再案内することによって実行される。次に、第3ミラーを「 θ_3 」の角度だけ回転し、x-y面上でのy方向での変化を実行することができる。

10

【0007】

構造的に、第1、第2および第3検流計ミラーの個々の回転軸線は、全てビーム路に対して直角である。さらに、第1および第2検流計ミラーの回転軸線は、相互に平行である。しかし、第3検流計ミラーの回転軸線は、第1および第2検流計ミラー双方の回転軸線に対して直角である。検流計ミラーの組合せの中で、第1ミラーと第2ミラー間の中心間距離が、第2ミラーと第3ミラー間の中心間距離と等しいことも重要である。本発明で開示するように、「中心間」距離とは、ビーム路内で光学的に位置合わせされた任意の2つのミラーの反射表面の幾何学的中心間の距離と定義される。

20

【0008】

装置は、電子的通信でz走査器具および3つの検流計ミラーのそれぞれと接続されたコンピュータ制御装置も含むことが好ましい。これを接続した状態で、コンピュータ制御装置は、z走査器具の作用およびミラーの回転を一斉に制御する。したがって、コンピュータ制御装置は、レーザ外科療法中に媒体中の目標組織のx-y-zボリュームにおいてレーザ・ビームの焦点の動作を制御することができる。さらに、コンピュータ制御装置は、光学コンポーネントの光学特性（例えばレンズの像面湾曲）、さらに走査された媒体の光学特性（例えば屈折率）を考慮に入れるようプログラムすることができる。

【0009】

レーザ・ビームが上記で開示した光学コンポーネントを通過した後、ビームが媒体に入る前に、レーザ・ビームが集束レンズのほぼ中心付近に入射することが重要である。その達成を補助するため、装置は、ビーム路上で誘導用光学部品より下流に位置決めされたりレー光学部品を含む。また、本発明の好ましい実施形態では、レーザ・ビームを集束レンズへと案内するために、リレーと集束レンズとの間に2色性回転ミラーを配置することができる。また、顕微鏡を2色性回転ミラーを通して導入し、レーザ外科療法の措置中に患者の目を見るため、レーザ・ビームと位置合わせすることができる。

30

【0010】

本発明の新規の特徴、さらに本発明自体は、その構造および動作の両方について、添付図面を添付説明と組み合わせて考慮することにより、最もよく理解され、ここで同様の参照文字は同様の部品を指す。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

角膜レーザ外科療法を実行するシステムを図1に示し、概ね10とする。図示のように、システム10は、患者18の目16に向かってビーム路に沿ってレーザ・ビーム14を案内する外科用レーザ・ユニット12を含む。また、システム10は、患者18の目16を外科用レーザ・ユニット12と位置合わせする台20を含む。さらに、コンピュータ制御装置22は、レーザ外科療法の措置を監視し、制御するために、電気ケーブル24を介して外科用レーザ・ユニット12と電子的に連絡する。

【0012】

次に図2を参照すると、本発明により媒体中の焦点へとレーザ・ビーム14を誘導する

50

光学装置が図示され、概ね 26 とされる。一般に、装置 26 は外科用レーザ・ユニット 12 の一体部品である。いかなる場合も、図示のように装置 26 は、レーザ・ビーム 14 を生成し、ビーム路 30 に沿って目 16 に向かってこれを案内するレーザ光源 28 を含む。レーザ光源 28 は、フェムト秒レーザ光源 28、つまり約 1 ミクロンの波長、約 100 ~ 1000 フェムト秒の範囲のパルス継続時間、および 0.1 から 100 mJ の範囲のパルス・エネルギーを有するレーザ・ビーム 14 を生成するレーザ光源であることが好ましい。

【0013】

図 2 で示すように、本発明の装置 26 は、z 方向に焦点を移動するためにビーム路 30 上で位置決めされた z 走査器具 32 を含む。しばらく図 3A および図 3B を参照すると、z 走査器具 32 の 2 つの代替実施形態が図示されている。図 3A では、音声コイル・サブアセンブリ 32' が、ビーム路 30 に固定状態で位置決めされたレンズ 34 を含む。レンズ 34 は平凸レンズであることが好ましい。また、サブアセンブリ 32' は、長手方向軸線 40 を画定する動作可能な直線スライド 38 を有する音声コイル 36 を含む。図示のように、長手方向軸線 40 はビーム路 30 に平行である。さらに、好ましくは平凹レンズであるレンズ 42 は、ビーム路 30 に沿って直線スライド 38 とともに前後に動作するように、これに装着する。図 3B で示すように、z 走査器具 32 の代替実施形態は能動ミラー 32" である。特に、ミラー 32" は、「Method for Programming an Active Mirror to Mimic a Wavefront」と題され J. Billee に対して発行された米国特許第 6,220,707 号で開示されたタイプでよい。図 3B を参照して認識されるように、ミラー 32" は複数の個々の切子面を有し、そのうち切子面 43 が例示されている。切子面 43 は、能動ミラー 32" の表面の形状を変化させて、光の入射ビーム 14 を変更するよう別個に動作できることが重要である。ビーム路 30 上の z 走査器具 32 の位置、つまりレーザ光源 28 の後で装置 26 の残りの光学素子より上流の位置により、ビーム 14 は装置 32 の中心を通過することができ、これはビーム 14 を目 16 の焦点に集束する場合に望ましい。

【0014】

z 走査器具 32 に加えて、装置 26 は走査機構 44 を含み、これは検流計ミラーであることが好ましく、ミラー 44 を「 θ 」の角度だけ回転するようビーム路 30 上で位置決めされる。ミラー 44 は、ビーム路 30 に対して直角である回転軸線 46 を有する。ビーム路 30 上では走査機構 48 も位置決めされ、これも検流計ミラーであることが好ましい。本発明によって予想されるように、ミラー 48 は、ビーム路 30 に対して直角であり、ミラー 44 の回転軸線 46 に平行である回転軸線 50 を有する。図 4 で示すように、ミラー 48 は、「 2θ 」の角度だけ回転するよう位置決めされる。さらに、走査機構 52 はミラー 48 と光学的に整列するよう、ビーム路 30 上で位置決めされる。本発明の好ましい実施形態では、走査機構 52 は検流計ミラーであり、角度「 θ 」だけ回転するようビーム路 30 上で位置決めされる。図 2 および図 4 で、ミラー 52 が、回転軸線 46 および 50 の両方に対して直角であり、ビーム路 30 に対して直角である回転軸線 54 を有することが分かる。構造的に、ミラー 44 の中心 56 とミラー 48 の中心 58 との間の距離「 d_1 」（図 4）は、中心 58 とミラー 52 の中心 60 との間の距離「 d_2 」と等しい。

【0015】

ビーム路 30 に沿って続けると、図 2 から装置 26 が z 走査器具 32 とミラー 44、48 および 52 との両方の下流に位置決めされたリレー 62 を含むことが分かる。図示のように、リレー 62 は複数のレンズを有し、そのうちレンズ 64a および 64b が例示されている。リレー 62 に加えて、ビーム 14 がリレー 62 を出る時、レーザ・ビーム 14 を目 16 に向かって案内するため、2 色性回転ミラー 66 が位置決めされている。特に、回転ミラー 66 は、リレー 62 の後でビーム路 30 上に連続して位置決めされ、ミラー 66 は、ビーム路 30 に対してほぼ 45° の角度で配向される。2 色性ミラー 66 に加えて、本発明の装置 26 は、レーザ外科療法措置中に患者 18 の目 16 を見るため、2 色性回転ミラー 66 およびビーム路 30 と光学的に整列する顕微鏡 68 を含む。

【0016】

さらに図 2 を参照すると、装置 26 は、レーザ・ビーム 14 を目 16 の焦点に集束する

ために位置決めされた集束レンズ 70 も含む。特に、集束レンズ 70 は、回転ミラー 66 の下流で位置決めされる。図 2 で示すように、集束レンズ 70 はレンズ多重線 (multiple) である。さらに、本発明で想定されるように、集束レンズ 70 は中心軸線 72 を画定する。リレー 62 は、検流計ミラー 52 を集束レンズ 70 の表面上に光学的に描像するため、集束レンズ 70 の上流に位置することが分かる。言い換えると、集束レンズ 70 を通過する前にリレー 62 を通るビーム 14 の正味効果は、検流計ミラー 62 および集束レンズ 70 が光学的に結合することである。

【0017】

本発明の動作時には、レーザ光源 28 が、目 16 に向かって案内されるレーザ・ビーム 14 を生成する。特に、レーザ・ビーム 14 を目 16 の特定の層、つまり媒体内の焦点へと誘導する。本発明から予想されるように、媒体は直交 $x-y-z$ 座標系を画定し、そのうち図 5 および図 6 の座標系 74 が例示されている。図 5 および図 6 を交互参照して分かるように、媒体 16 は目 16 の角膜 76 であり、座標系 74 の $x-y$ 面は、目 16 の光学軸線 78 に対して垂直である。図 5 および図 6 でさらに示すように、座標系 74 の z 軸線は、光学軸線 78 とほぼ一致する。

【0018】

さらに本発明の動作を考察すると、レーザ・ビーム 14 はレーザ光源 28 を出て、ビーム路 30 に沿って z 走査器具 32 に向かって進む。本発明の一つの実施形態 (図 3A) では、コンピュータ制御装置 22 が、音声コイル・サブアセンブリ 32' の直線スライド 38 を案内して、長手方向軸線 40 に沿って軸方向に規定の距離だけ移動させる。その結果、直線スライド 38 に装着したレンズ 42 も軸方向に移動する。機能的に、静止レンズ 34 に対して集束レンズ 42 が移動するので、ビーム 14 がレンズ 42 の移動方向に応じて発散または収束する。ビーム 14 の発散または収束の結果、座標系の $x-y$ 面は、 z 軸線に沿って効果的に移動し、面の焦点に集束する。ビームの発散および収束は、能動ミラー 32" の使用など、当技術分野で知られている他の手段で達成してもよい。特に、レーザ・ビーム 14 が能動ミラー 32" に到達する前に、コンピュータ制御装置 22 は、ミラー 32" の個々の切子面、例えば 43 の動作を指示し、 z 軸線に沿った焦点に集束させる。

【0019】

レーザ・ビーム 14 は、 z 走査器具 32 を出た後、続いてビーム路 30 に沿って第 1 検流計ミラー 44 に向かう。図 2 および図 4 の相互参照から分かるように、レーザ・ビーム 14 はミラー 44 の中心に向かって案内される。図 4 で示したように、ミラー 44 は、コンピュータ制御装置 22 によって指示されたように、回転軸線 46 の周囲で「 θ 」の角度だけ回転する。レーザ・ビーム 14 がミラー 44 から反射すると、ビーム 14 の入射角度に対するミラー 44 の配向により、角膜 76 の焦点がこれに対応して x 方向に移動する。特に、焦点は、座標系 74 の $x-y$ 面の x 軸に沿って、回転角度「 θ 」と比例する距離「 x 」だけ移動する。

【0020】

ミラー 44 の回転と共同して、ミラー 48 は「 2θ 」の角度だけ回転軸線 50 の周囲で回転する。レーザ・ビーム 14 がミラー 48 から反射すると、レーザ・ビーム 14 は、ミラー 44 の回転によって導入された「 x 」の動作を維持しながら、ビーム路 30 をミラー 52 の中心と整列させるよう補償される。この方法で、レーザ・ビーム 14 はミラー 52 の中心から反射し、ビーム 14 は y 方向に移動する。特に、ミラー 52 は、コンピュータ制御装置 22 に指示されて、回転軸線 54 の周囲で角度「 ϕ 」だけ回転する。その結果、ミラー 52 が角度「 ϕ 」だけ回転すると、ビーム 14 の焦点が $x-y$ 面の y 軸線に沿って直線距離「 y 」だけ移動する。

【0021】

再び図 2 を参照すると、レーザ・ビーム 14 は第 3 ミラー 52 で反射し、リレー 62 に入る。リレー 62 内で、レーザ・ビーム 14 はレンズ 64a および 64b を通過し、その間ビーム路 30 は、レーザ・ビーム 14 が集束レンズ 70 に入射した場合に集束レンズ 70 の中心軸線 72 上にセンタリングするよう位置決めされる。特に、レーザ・ビーム 14

10

20

30

40

50

は、レンズ 64 a および 64 b によって集束し、y 方向ミラー 52 を集束レンズ 70 と一致するよう光学的に位置決めする。したがって、ミラー 52 は、ビーム 14 が集束レンズ 70 に当たる前に、ビーム 14 の入射角度を変化させる。しかし、ビーム 14 がミラー 52 から反射し、リレー 62 を通過する時、ビーム 14 が集束レンズ 70 の中心から離れる横方向の移動はない。レーザ・ビーム 14 がリレー 62 を出て、回転ミラー 66 から反射する時、回転ミラー 66 は、ビーム 14 を集束レンズ 70 に向かって案内する。集束レンズ 70 において、レーザ・ビーム 14 はレンズ 70 の中心区間に当たる。レーザ・ビーム 14 が集束レンズ 70 を通過する時、レーザ・ビーム 14 は、目 16 の角膜 76 の望ましい焦点に集束する。レーザ外科療法措置の過程を通して、システムのオペレータ（図示せず）は、2 色性回転ミラー 66 と整列した顕微鏡 68 を通して、患者 18 の目 16 を見る
10

【0022】

本明細書で図示し、詳細に開示した角膜レーザ外科療法の特定のビーム誘導システムは、目的を達成し、前述したような利点を提供することが十分にできるが、これは本発明の現在好ましい実施形態の例示にすぎず、請求の範囲に記載されたものを除き、本明細書で示した構造または設計の詳細に制限がないことを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図 1】角膜レーザ外科療法を実行するために本発明を組み込んだシステムの立面図である。
20

【図 2】媒体中の焦点へとレーザ・ビームを誘導するため、本発明による装置の光学コンポーネントの略図である。

【図 3 A】本発明の z 走査器具、特に音声コイル・サブアセンブリの一実施形態の略図である。

【図 3 B】本発明の z 走査機構、特に能動ミラーの代替実施形態の代表図である。

【図 4】本発明によりレーザ・ビームを誘導する検流計ミラーの機能的レイアウトである。

【図 5】直交座標系を画定する媒体（目標組織）の区間の斜視図である。

【図 6】人間の目の断面図である。

【符号の説明】

【0024】

- 10 システム
- 12 外科用レーザ・ユニット
- 14 レーザ・ビーム
- 16 目
- 18 患者
- 20 台
- 22 コンピュータ制御装置
- 24 電気ケーブル
- 26 装置
- 28 レーザ光源
- 30 ビーム路
- 32 z 走査器具
- 32' 音声コイル・サブアセンブリ
- 32" 能動ミラー
- 34 レンズ
- 38 直線スライド
- 43 切子面
- 44 ミラー
- 46 回転軸線

10

20

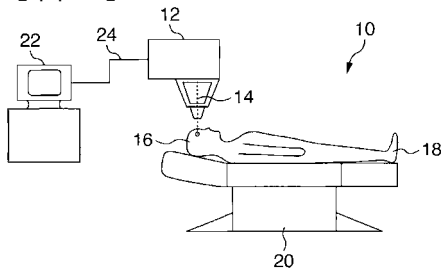
30

40

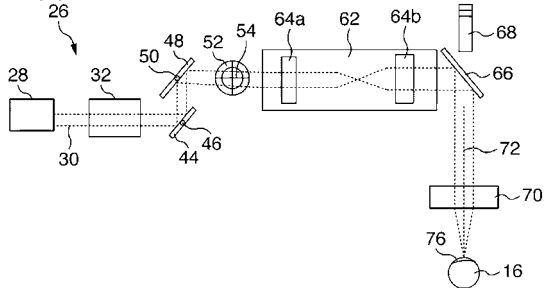
50

- 4 8 走査機構
- 5 0 回転軸線
- 5 2 走査機構
- 5 4 回転軸線
- 5 6 中心
- 5 8 中心
- 6 0 中心
- 6 2 リレー
- 6 4 レンズ
- 6 6 回転ミラー
- 6 8 顕微鏡
- 7 0 集束レンズ
- 7 2 中心軸線
- 7 4 座標系
- 7 6 角膜
- 7 8 光学軸線

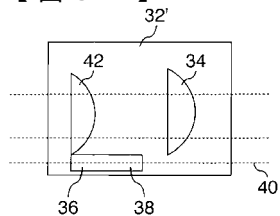
【図 1】



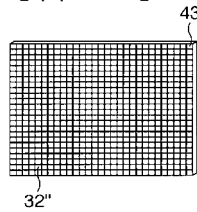
【図 2】



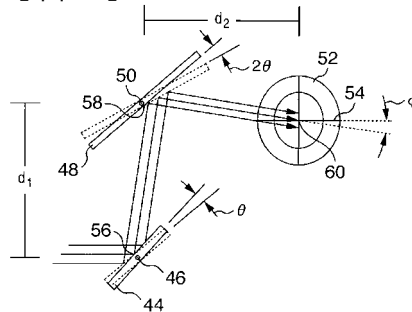
【図 3 A】



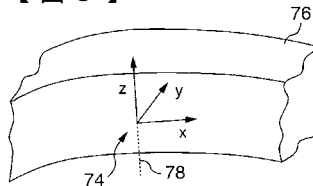
【図 3 B】



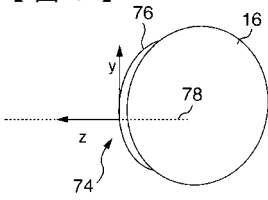
【図 4】



【図 5】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 ラルフ ケスラー

ドイツ連邦共和国、ハイデルベルク、 ラーデンプルガー シュトラーセ 8 1

(72)発明者 フリーダー ローゼル

ドイツ連邦共和国、マンハイム、バッサーマンシュトラーセ 3 8

(72)発明者 トマス ザオター

ドイツ連邦共和国、ハイデルベルク、ウンタール、 ネッカールシュトラーセ 4 2

Fターム(参考) 4C026 AA02 FF12 FF14 GG03 HH02 HH06 HH12 HH24