



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 24 358 T2** 2006.01.19

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 051 781 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 24 358.0**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US99/01281**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 905 449.7**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 99/039410**

(86) PCT-Anmeldetag: **20.01.1999**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **05.08.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **15.11.2000**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **23.03.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **19.01.2006**

(51) Int Cl.⁸: **H01S 3/08** (2006.01)

H01M 8/02 (2006.01)

H01S 3/00 (2006.01)

B23K 26/06 (2006.01)

G02B 27/09 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

15841 **29.01.1998** **US**

(73) Patentinhaber:

VISX Inc., Santa Clara, Calif., US

(74) Vertreter:

Samson & Partner, Patentanwälte, 80538 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:

**CAUDLE, George, San Jose, US; LEMBERG,
Vladimir, Belmont, US**

(54) Bezeichnung: **LASERLICHTQUELLE MIT DIFFRAKTIVER OPTISCHER STRAHLINTEGRATION**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Diese Erfindung betrifft im Allgemeinen Lichtstrahlsysteme zum Modifizieren der räumlichen Intensitätsverteilung eines Strahls und insbesondere ein Lichtstrahlsystem zum Modifizieren der räumlichen Intensitätsverteilung eines Excimerlaserstrahls, um einen Strahl von im Wesentlichen gleichmäßiger Intensität zur Ablation von Gewebe zu erzeugen.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Excimerlaser sind für verschiedene Anwendungen verwendet worden, einschließlich der Ablation von Gewebe, wie zum Beispiel der Ablation der Kornea und anderen chirurgischen Verfahren. Der Querschnitt des Intensitätsprofils eines typischen Excimerlaserstrahls ist typischerweise nicht räumlich gleichmäßig. Allgemein weist der Strahl einen im Allgemeinen rechteckigen Querschnitt auf. Die Intensität entlang der Längsachse des rechteckigen Strahls ist über den mittleren Bereich des Strahls im Wesentlichen konstant. Die Intensität längs der kurzen Achse des Strahls ist im Wesentlichen Gaußverteilt. Daher unterscheidet sich die Divergenz des Excimerlaserstrahls längs der zwei Achsen. Folglich ändert der Strahl die Form, wenn er emittiert wird und sich von dem Excimerlaser weg bewegt.

[0003] Erzeugen eines Laserstrahls mit im Wesentlichen gleichmäßiger Intensität ist bei vielen chirurgischen Verfahren wichtig, wie zum Beispiel bei der Ablation von Gewebe, insbesondere bei der Ablation der Kornea zur refraktiven Korrektur oder therapeutischen Zwecken. Zusätzlich sollte der Laserstrahl die von dem Ablationsalgorithmus geforderte Form während des Ablationsvorgangs beibehalten.

[0004] Verschiedene Verfahren wurden verwendet, um die räumliche Expositions- oder Intensitätsverteilung von Laserstrahlen zu modifizieren. Um einen Strahl mit einer gleichmäßigeren Intensität über den Strahlquerschnitt in der Ebene, in der die Ablation stattfindet, zu erzeugen, haben Forscher das Laserladungsvolumen und die Resonatoroptiken modifiziert, um in dem Strahl die Gleichmäßigkeit zu erhöhen und die Divergenz zu verkleinern. Eine Apertur in einer Maske wählt einen nahezu gleichmäßigen Teil des Strahls aus, indem der übrige Teil des Strahls abgeschnitten wird. Die Apertur wird in einer Ablationsebene, wie zum Beispiel der Ebene der Kornea, abgebildet. Alternativ kann, wenn die Strahldivergenz ausreichend gering ist, der durch die Apertur ausgewählte Strahl unmittelbar auf die Ebene der Kornea projiziert werden.

[0005] Ein anderes Verfahren, die Strahlintensität zu verbessern, verwendet komplexe optische Systeme,

wie zum Beispiel eine Gruppe von Spiegeln, Prismen oder Linsen, um den Strahl in eine Reihe von Einzelstrahlen zu brechen. Die Einzelstrahlen werden in einer Weise überlagert, um eine gleichmäßige Intensität durch eine Apertur einer Maske zu erzeugen. Die Apertur wird auf die Ebene der Kornea abgebildet.

[0006] Ein weiteres Verfahren verwendet eine drehbare Maske, die mit einer oder mehreren Aperturen hergestellt ist, die eine geometrische Spiralform aufweisen, um die räumliche Intensitätsverteilung eines Strahls zu modifizieren, wie in dem für Klopotek für "ROTATABLE APERTURE APPARATUS AND METHODS FOR SELECTIVE PHOTOABLATION OF SURFACE" erteilte U.S. Patent mit der Nummer 5,651,784 offenbart. Zeitliche Strahlintegratoren, wie zum Beispiel ein rotierendes Schwalbenschwanzprisma oder ein k-Spiegel sind zum Modifizieren des Laserstrahls verwendet worden, um die mittlere Gleichmäßigkeit mehrerer Laserpulse über einem Zeitintervall zu verbessern.

[0007] Das U.S. Patent mit der Nummer 5,646,798 von Glockler für "METHOD AND APPARATUS FOR TEMPORAL SPATIAL BEAM INTEGRATION" verwendet einen räumlichen Strahlintegrator, um die räumliche Gleichmäßigkeit eines Laserstrahlintensitätsprofils zu verbessern, und einen separaten sich drehenden zeitlichen Strahlintegrator, um die Gleichmäßigkeit der Laserstrahlintensität über dem Laserpulszeitintervall beizubehalten. Der räumliche Strahlintegrator weist eine Mehrzahl von Prismen auf, die um ein hohles Zentrum verteilt sind. Die Auslassstirnfläche jedes Prismas ist relativ zu der Körperachse des räumlichen Strahlintegrators hinsichtlich des Winkels präzise ausgerichtet, um den Strahl in Richtung zu dem Mittelpunkt zu brechen. Der räumliche Strahlintegrator kann stationär sein oder gedreht werden, um relativ zu dem räumlichen Strahlintegrator einen stationären oder gedrehten Strahl zu erzeugen. Der zeitliche Strahlintegrator weist ein Paar von sich drehenden zylindrischen Linsen auf, die entlang der Strahlachse in einem Abstand von einander beabstandet sind, der im Wesentlichen der Summe der Fokusslängen beider Linsen entspricht.

[0008] Das U.S. Patent 5,610,733 von Feldman für "BEAM-HOMOGENIZER" und das U.S. Patent 4,547,037 von Case für "HOLOGRAPHIC METHOD FOR PRODUCING DESIRED WAVEFRONT TRANSFORMATION" verwenden diffraktive Optiken, um die Energieverteilung von Laserstrahlen zu ändern. Ein diffraktives optisches Element ist in dem Weg des Laserstrahls in einer ersten Ebene angeordnet. Durch geeignetes Konstruieren einer Mehrzahl von Gittermustern in der ersten Ebene wird eine gewünschte Ausgabeenergie in einer zweiten Ebene erzeugt.

[0009] DE-C-196 19 481, auf der die zweiteilige Form von Anspruch 1 basiert, offenbart die Verwendung mehrerer zylindrischer Linsenkomponente, um die Gleichmäßigkeit eines Excimerlaserstrahls zu verbessern, und US-A-5 376 086 zeigt die Verwendung diffraktiver Elemente, um die Laserleistungsübertragung zu steuern, aber nicht die Gleichmäßigkeit.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0010] Die früheren Verfahren zur Ablation von Gewebe verwenden komplizierte und teure Vorrichtungen, um die Gleichmäßigkeit des Laserstrahls zu verbessern. Es besteht ein Bedarf an einer einfachen und nicht teuren Vorrichtung, die einen Strahl nicht gleichmäßiger Intensität, der von einem gepulsten Laser ausgegeben wird, in einen Laserstrahl mit einer im Wesentlichen gleichmäßigen Intensität über einen großen Teil des Querschnitts des Strahls umzuwandeln vermag.

[0011] Die vorliegende Erfindung ist in Anspruch 1 angegeben und eine Ausführungsform, die hier im Folgenden im Detail beschrieben ist, umfasst ein Excimerlasersystem zur Ablation von Gewebe, bei der ein Argon-Fluor-Excimerlaser einen rechteckigen ungleichmäßigen Strahl gepulster Laserenergie entlang eines Weges erzeugt. Der ungleichmäßige Strahl weist eine ungleichmäßige räumliche Intensitätsverteilung auf. Ein diffraktiver optischer Diffuser ist von dem Laser beabstandet und weist ein transparentes geätztes Muster auf, das entlang des Weges des Strahls angeordnet ist, um den ungleichmäßigen Strahl in einen räumlich integrierten kreisförmigen Strahl umzuwandeln, der eine im Wesentlichen gleichmäßige räumliche Intensitätsverteilung aufweist. Eine Sammellinse ist stromabwärts des diffraktiven optischen Diffusors angeordnet, um den räumlich integrierten Strahl auf eine gewünschte räumliche Intensitätsverteilung in einer räumlichen Integrationsebene zu fokussieren.

[0012] Diese Erfindung verwendet eine diffraktive Gittertechnik, um die räumliche Intensitätsverteilung eines Excimerlaserstrahls zu modifizieren. Herkömmliche diffraktive Gitter weisen eine sich wiederholende Anordnung von diffraktiven Elementen mit Aperturen oder Hindernissen auf, die die Wirkung haben, periodische Änderungen in Phase, Amplitude oder beiden einer austretenden Welle, wie zum Beispiel ein Laserstrahl, zu erzeugen. Eine einfache Anordnung ist ein Hindernis mit einer Reihe von Schlitzen, die gleichmäßig von einander beabstandet sind. Eine allgemeinere diffraktive Gittervorrichtung ist eine klare Glasplatte mit geordneten oder zufälligen parallelen Kerben, die in die Oberfläche der flachen Glasplatte gekratzt oder gezogen sind. Die Kerben dienen jeweils als Quelle gebeugten Lichts und wirken zusammen, um eine gleichmäßige Anordnung

von parallelen Linienquellen zu bilden. Wenn das Gitter vollständig transparent mit vernachlässigbarer Amplitudenmodulation ist, erreichen die regelmäßigen Änderungen in der optischen Dicke über dem Gitter eine Modulation in der Phase. In diesem Fall dient die diffraktive Gittervorrichtung als Transmissionsphasengitter. Bei der vorliegenden Erfindung wandelt ein diffraktives Gittermuster, das in ein transparentes Medium geätzt ist, einen Excimerlaserstrahl in einen Ausgangsstrahl mit im Wesentlichen gleichmäßiger räumlicher Intensitätsverteilung um.

[0013] Weitere Merkmale der Erfindung sind in den beigefügten Ansprüchen dargelegt und in der folgenden Beschreibung unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0014] [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Ansicht, die eine diffraktive optische Vorrichtung gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung schematisch veranschaulicht.

[0015] [Fig. 2](#) ist eine Aufsicht von vorne, die die diffraktive optische Vorrichtung von [Fig. 1](#) schematisch veranschaulicht.

[0016] [Fig. 3](#) ist eine perspektivische Ansicht, die eine Ausführungsform eines optischen Laserstrahlzufuhrsystems schematisch veranschaulicht, das die diffraktive optische Vorrichtung von [Fig. 1](#) beinhaltet.

[0017] [Fig. 4](#) ist eine perspektivische Ansicht, die eine weitere Ausführungsform eines optischen Laserstrahlzufuhrsystems schematisch veranschaulicht, das die diffraktive optische Vorrichtung von [Fig. 1](#) beinhaltet.

[0018] [Fig. 5](#) ist ein Blockdiagramm eines augenoptischen chirurgischen Systems zur Integration der Erfindung.

[0019] [Fig. 6](#) ist eine Aufsicht, die eine Abtastausführungsform der Erfindung veranschaulicht.

[0020] [Fig. 7](#) ist eine perspektivische Ansicht, die eine weitere Ausführungsform eines Strahlprofils veranschaulicht, das eine an der Spitze runde, räumliche Intensitätsverteilung aufweist, das durch die diffraktive optische Vorrichtung erzeugt wird.

[0021] [Fig. 8](#) ist eine Aufsicht einer Ausführungsform mit einer auf einer Oberfläche eines diffraktiven Elements geschliffenen Linse.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

[0022] Bezugnehmend auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#)

wird ein im Allgemeinen rechteckiger Excimerlaserstrahl **10** entlang der Strahlachse **11** in Richtung zu einem diffraktiven Element **12** projiziert. Die Intensität längs der Längsachse (x-Achse) des Strahls **10** ist im Allgemeinen gleichmäßig, während die Intensität längs der kurzen Achse (y-Achse) im Wesentlichen Gaußverteilt ist. Das diffraktive Element **12** weist einen im Allgemeinen planaren Körper **16** auf, der einen transparenten Teil **18** umfasst, der den Laserstrahl **10** empfängt und diffraktiv umwandelt. Der gebeugte Strahl **20**, der aus dem diffraktiven Element **12** austritt, breitet sich entlang der Strahlachse **11** durch eine Sammellinse oder Konvergenzlinse **22** aus, die den gebeugten Strahl **20** konvergiert. Der konvergierte Strahl **30** breitet sich entlang der Strahlachse **11** aus und weist in einer räumlichen Integrationsebene **32** ein transformiertes Muster auf.

Diffraktive optische Vorrichtung

[0023] Bezugnehmend auf [Fig. 1](#) weist der transparente Teil **18** eine im Allgemeinen rechteckige Form auf, die bemessen ist, um den gesamten rechteckigen Strahl **10** aufzunehmen. Der transparente Teil **18** des diffraktiven Elements **12** weist ein in ein transparentes Medium geätztes diffraktives Muster auf. Das transparente Medium kann ein glasähnliches Quarzmaterial sein. Das transparente Medium ist in wünschenswerter Weise für den Excimerlaserstrahl **10** im Wesentlichen nicht absorbierend und nicht reflektierend. Beispielsweise kann das transparente Medium Quarzglas, Quarz, Magnesiumfluorid, Kalziumfluorid, Lithiumfluorid oder Saphir aufweisen.

[0024] Das diffraktive Muster auf dem transparenten Medium bildet ein diffraktives Gitter, das konfiguriert ist, um den ungleichmäßigen Excimerlaserstrahl **10** in einen räumlich integrierten Excimerstrahl **20** mit einer räumlichen Intensitätsverteilung umzuwandeln, die über dem Querschnitt des Strahls im Wesentlichen gleichmäßig ist. Die Querschnittsform des konvergierten Strahls **30** ist kreisförmig. Zur augenoptischen Chirurgie, wie zum Beispiel zur Ablation der Kornea, weist die räumliche Intensitätsverteilung vorteilhafterweise eine Hutform mit einem kreisförmigen zentralen Gebiet auf, das im Wesentlichen gleichmäßig ist und einen großen Teil des Querschnitts des konvergierten Strahls **30** abdeckt (siehe die veranschaulichende räumliche Intensitätsverteilung an der räumlichen Integrationsebene **32** von [Fig. 1](#)). Andere räumliche Intensitätsverteilungen sind unter Verwendung anderer diffraktiver Gitter möglich.

[0025] Die Konfiguration des diffraktiven Musters hängt weitgehend von der Form und der räumlichen Intensitätsverteilung des gewünschten konvergierten Strahls **30** und auch von den Eigenschaften des eingehenden Strahls **10**, wie zum Beispiel dessen Wellenlänge und räumliche Intensitätsverteilung, ab. Das diffraktive Muster kann eine Mehrzahl von in geeigneter

Weise beabstandeten, geätzten Bereichen, wie zum Beispiel Linien, Punkte oder dergleichen, aufweisen. Für Excimerlaser mit kurzen Wellenlängen in der Nähe von etwa 193 Nanometern (nm) sind die Abstände der geätzten Bereiche in dem diffraktiven Muster vorteilhafterweise klein und genau. Bekannte Ätzverfahren, wie zum Beispiel Trockenätzen, können verwendet werden, um das diffraktive Muster auf dem transparenten Teil **18** zuätzen.

[0026] Wie in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) veranschaulicht, konvergiert oder fokussiert die Konvergenzlinse **22** den gebeugten Strahl **20** als den konvergierten Strahl **30** auf die räumliche Integrationsebene **32**. Der Querschnitt des konvergierten Strahls **30** in der räumlichen Integrationsebene **32** ist im Wesentlichen kreisförmig und weist eine räumliche Intensitätsverteilung mit einem Hutprofil auf. Der gleichmäßige zentrale Bereich **36** der Intensitätsverteilung deckt wünschenswerterweise wenigstens 70 %, noch wünschenswerter nahe zu 85 % des Querschnitts des Strahls **30** ab. Die Größe des Querschnitts des Strahls **30** in der räumlichen Integrationsebene **32** ist vorteilhafterweise so dimensioniert, dass er dem größten Bereich entspricht, der mit einem einzelnen Laserpuls abgetragen wird. Beispielsweise kann eine Abmessung über dem Querschnitt des Strahls **30** in der räumlichen Integrationsebene **32** typischerweise von 3 bis 12 mm reichen. Die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) zeigen eine planare konvexe Linse **22**, es können aber andere Typen konvergierender Linsen **22** basierend auf der Fokallänge ausgewählt werden, um Aberration zu minimieren. Eine entspiegelte Beschichtung kann aufgebracht sein, um Reflexion des Strahls **20** von der Sammellinse **22** zu verhindern oder zu minimieren.

[0027] Im Betrieb ist der Laserstrahl **10** entlang der Strahlachse **11** durch den transparenten Teil **18** des diffraktiven Elements **12** gerichtet, das mit dem Laserstrahl **10** ausgerichtet ist, um den gesamten Laserstrahl **10** zu empfangen. Das geätzte diffraktive Muster des transparenten Teils **18** dient als diffraktiver Diffusor zur Steuerung des Winkels, um die räumliche Intensitätsverteilung des Laserstrahls **10** zu ändern. Der transparente Teil **18** wandelt den im Allgemeinen rechteckigen, Gaußverteilten Laserstrahl **10** in den im Allgemeinen kreisförmigen Strahl **20** mit einer im Wesentlichen gleichmäßigen Intensitätsverteilung um. Die Sammellinse **22** ist zu der Strahlachse **11** ausgerichtet und konvergiert den räumlich integrierten Strahl **20** auf eine gewünschte Größe. Der Querschnitt des konvergierten Strahls **30** in der räumlichen Integrationsebene **32** ist im Wesentlichen kreisförmig und hinsichtlich der räumlichen Intensität gleichmäßig, was für chirurgische Verfahren, wie zum Beispiel der Ablation der Kornea, wünschenswert ist.

[0028] Das diffraktive Element **12** und die Konver-

genzlinse **22** integrieren den rechteckigen Strahl **10** räumlich, um den Strahl **30** zu bilden, der in der räumlichen Integrationsebene ein im Wesentlichen gleichmäßiges Intensitätsprofil aufweist. Der Querschnitt des Strahls **30** ist kreisförmig oder kann andere Formen aufweisen. Zur Ablation der Kornea weist der Strahl **30** wünschenswerterweise den gleichmäßigen zentralen Intensitätsbereich **36** auf, der wenigstens 85 % des Gebiets des Querschnitts des Strahls **30** abdeckt. Der gleichmäßige zentrale Intensitätsbereich **36** umfasst einen bedeutsamen Anteil der Gesamtenergie des rechteckigen Strahls **10**, weil es durch die diffraktive optische Vorrichtung keinen bedeutsamen Energieverlust gibt. Dies macht die Vorrichtung in hohem Maß wirksam.

[0029] Eine Ausführungsform ist unter Verwendung eines 193 nm Excimerlasers mit zufriedenstellenden Ergebnissen experimentell überprüft worden. Eine binäre diffraktive Optik **12**, die näherungsweise 15 mm von der Konvergenzlinse **22** mit einer Fokusslänge von 250 nm entfernt positioniert ist, erzeugt einen gleichmäßigen kreisförmigen Strahl von näherungsweise 12 mm in der räumlichen Integrationsebene **32**. Die verwendete binäre Optik wurde durch Digital Optics Corporation, Charlotte, North Carolina, entworfen. Andere auf dem Gebiet der Auslegung von diffraktiven Optiken erfahrene Unternehmen können vergleichbare Gitter herstellen. Die Größe des räumlich integrierten Strahls in der räumlichen Integrationsebene kann variiert werden, indem die Fokusslänge der Linse **22** variiert wird.

[0030] Alternative Ausführungsformen der diffraktiven Linse **12**, die keine Verwendung einer separaten Linse **22** erfordern, können verwendet werden. Die Konvergenzlinse **22** kann, wie in [Fig. 8](#) gezeigt, auf eine Oberfläche des diffraktiven Elements **12** geschliffen sein.

[0031] Bei einer beispielhaften Ausführungsform kann das diffraktive Element **12** zwischen Pulsen gedreht werden, um für eine zeitliche Integration des Strahls zu sorgen.

Anwendung in der augenoptischen Laserchirurgie

[0032] [Fig. 3](#) veranschaulicht die Anwendung der Erfindung auf ein augenoptisches laserchirurgisches optisches System **100** und die relative Orientierung der Komponenten in dem System **100**. Die speziellen Komponenten und Konfigurationen, die unten beschrieben sind, dienen lediglich zur Veranschaulichung. Wie oben diskutiert, kann die diffraktive optische Vorrichtung mit einer Vielzahl unterschiedlicher Excimerlasersysteme verwendet werden.

[0033] Wie in [Fig. 3](#) zu sehen, wird ein Strahl **102** durch eine geeignete Laserquelle **104**, wie zum Beispiel ein Argon-Fluor-(ArF)-Excimerlaserstrahlquelle

zum Erzeugen eines Laserstrahls im fernen ultravioletten Bereich mit einer Wellenlänge von etwa 193 nm, erzeugt. Die Wellenlänge reicht typischerweise von etwa 192,5 bis etwa 194 nm. Der Laserstrahl **102** wird auf einen Strahlteiler **106** gerichtet. Ein Teil des Strahls **102** wird auf einen Energiedetektor **108** reflektiert, während der übrige Teil durch den Strahlteiler **106** hindurch übertragen und von einem Spiegel **110** auf einen sich drehenden zeitlichen Strahlintegrator **112** reflektiert wird. Ein anderer Typ eines zeitlichen Strahlintegrators kann verwendet werden. Der gedrehte Strahl, der aus dem zeitlichen Integrator **112** austritt, wird auf die diffraktive optische Vorrichtung gerichtet. Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird das diffraktive Element **12** mit dem Strahl **102** gedreht. Bei einer beispielhaften Ausführungsform wird das diffraktive Element **12** mit der im Wesentlichen gleichen Rate wie der Strahl **102** gedreht. Der Strahl geht durch das diffraktive Element **12** und die Sammellinse **22** hindurch und tritt als der konvergierte Strahl **30** aus. Der konvergierte Strahl **30** breitet sich zu der räumlichen Integrationsebene **32** hin aus, bei der eine variable Apertur **116** angeordnet ist. Die räumliche Integrationsebene **32** ist in der Nähe des Fokus der Sammellinse **22** angeordnet. Ein Strahl **120** tritt aus der variablen Apertur **116** aus. Die variable Apertur **116** ist wünschenswerterweise eine Irisblende variablen Durchmessers kombiniert mit einem Schlitz variabler Breite (nicht gezeigt), die verwendet werden, um die Größe und das Profil des Strahls **30** auf ein spezielles augenoptisches chirurgisches Verfahren zuzuschneiden, wie zum Beispiel photorefraktive Keratektomie (PRK) und phototherapeutische Keratektomie (PTK).

[0034] Der Strahl **120** wird auf eine Abbildungslinse **122** gerichtet, die eine bikonvexe Singulett-Linse mit einer Fokusslänge von etwa **125** nm sein kann. Der abgebildete Strahl **126**, der aus der Abbildungslinse **122** austritt, wird durch einen Spiegel/Strahlteiler **130** auf die chirurgische Ebene **132** reflektiert. Der Scheitelpunkt der Kornea des Patienten ist typischerweise in der chirurgischen Ebene **132** positioniert. Die Abbildungslinse **122** kann quer zu dem Strahl bewegt werden, um den abgebildeten Strahl zu versetzen, um den abgebildeten Strahl schrittweise (scannend) über die chirurgische Ebene **132** zu bewegen. Ein Behandlungsenergie-detektor **136** erfasst den übertragenen Teil der Strahlenergie an dem Spiegel/Strahlteiler **130**. Ein Strahlteiler **138** und eine Mikroskopobjektivlinse **140** bilden einen Teil der Beobachtungsoptiken. Wenn erwünscht, kann ein Strahlteiler in dem optischen Weg des Strahls **134** angebracht sein, der aus der Mikroskopobjektivlinse austritt. Der Strahlteiler ist mit einer Videokamera optisch gekoppelt, um beim Betrachten oder Aufzeichnen des chirurgischen Verfahrens beizutragen. Auf vergleichbare Weise kann auch ein Head-Up-Display in den optischen Weg der Mikroskopobjektivlinse **140** eingebracht sein, um für eine zusätzliche Beobach-

tungsmöglichkeit zu sorgen. Andere zusätzliche Komponenten des laseroptischen Systems **100**, die für ein Verständnis der Erfindung nicht erforderlich sind, wie zum Beispiel die durch einen Astigmatismusmotor und einem Astigmatismuswinkelmotor angetriebenen, bewegbaren mechanischen Komponenten, sind weggelassen worden, um ein Abschweifen zu vermeiden.

[0035] Die diffraktive optische Vorrichtung, die das diffraktive Element **12** und die Sammellinse **22** umfasst, kann für unterschiedliche Lasersysteme, einschließlich abtastender Laser und Laserablationssysteme für große Bereiche, verwendet werden. Ein Beispiel ist das VISX-STAR Excimerlasersystem, das von VISX, ein Unternehmen aus Santa Clara, Kalifornien, kommerziell verfügbar ist. Dieses System erzeugt eine Ausgabe von 193,0 nm, arbeitet bei einer Frequenz von 6,0 Hz und ist eingestellt, einen gleichmäßigen Teilchenfluss von 160,0 Millijoule/cm² bei einer Ablationszone mit einem Durchmesser von 6,0 mm zu liefern. Andere Lasersysteme umfassen den T-PRK^R-Abtast- und -Verfolgungslaser der Autonomous Technologies Corporation, den SVS-Apex-Laser von Summit Technology Inc., das Keracor **117** Abtastlasersystem von Chiron Vision und dergleichen.

[0036] Bei alternativen Ausführungsformen kann der konvergierte Strahl **30** einen zentralen Bereich mit einer an der Spitze runden räumlichen Intensitätsverteilung **37** in der räumlichen Integrationsebene **32**, wie in [Fig. 7](#) gezeigt, erzeugen. Diese an der Spitze runde Verteilung **37** kann erzeugt werden, indem der Abstand zwischen der Konvergenzlinse **22**, dem diffraktiven Element **12** und der räumlichen Integrationsebene **32** variiert wird. Alternativ kann ein anderes diffraktives Muster auf dem diffraktiven Element **12** verwendet werden.

[0037] Der räumlich integrierte Strahl **30** kann wünschenswerterweise außergewöhnlich gleichmäßig über nahezu 85 % des Bereichs des Querschnitts des Strahls **30** während des Laserpulszeitintervalls des Strahls **30** sein. Für einen derartig räumlich integrierten Strahl **30** kann der zeitliche Strahlintegrator **112** ohne nachteilige Effekte auf die Eigenschaften des Strahls **30** und den Betrieb des Lasersystems **10** weggelassen werden. In diesem Fall dient die diffraktive optische Vorrichtung, die das diffraktive Element **12** und die Sammellinse **22** umfasst, als räumlicher Strahlintegrator und benötigt den zeitlichen Strahlintegrator nicht. [Fig. 4](#) veranschaulicht eine Ausführungsform des laseroptischen Systems **100** ohne den sich drehenden zeitlichen Strahlintegrator **112** von [Fig. 3](#).

[0038] Die diffraktive optische Vorrichtung ist einfach und kostengünstig und benötigt keine Drehung durch eine Maschine, wie zum Beispiel ein Motor.

Das diffraktive Element **12** und die Sammellinse **22** können auf einfache Weise mit der Strahlachse **11** ausgerichtet werden. Die einfache diffraktive optische Vorrichtung ist einfach zu verwenden und zu warten. Bei einer beispielhaften Ausführungsform kann die diffraktive optische Vorrichtung jedoch gedreht werden, um sowohl für eine räumliche als auch für eine zeitliche Strahlintegration zu sorgen. Die diffraktive optische Vorrichtung kann auf unterschiedliche Excimerlasersysteme angepasst sein.

[0039] Das augenoptische laserchirurgische optische System **100** kann den ultravioletten Laserstrahl bei Kornea-Ablationsverfahren, um Korneagewebe in einer photochemischen Zersetzung abzutragen, verwenden, die keine thermische Beschädigung benachbarten und darunter liegenden Gewebes verursacht. Moleküle an der bestrahlten Oberfläche werden in kleine flüchtige Fragmente ohne Erwärmung des übrigen Substrats gebrochen; die Wirkungsweise der Ablation ist photochemisch, d. h. das unmittelbare Brechen von zwischenmolekularen Bindungen. Die Ablation entfernt eine Schicht des Stroma, um dessen Kontur für verschiedene Zwecke zu ändern, wie zum Beispiel zum Korrigieren von Kurzsichtigkeit, Weitsichtigkeit und Astigmatismus. Derartige Systeme und Verfahren sind in den folgenden U.S. Patenten und Patentanmeldungen offenbart: U.S. Patent Nr. 4,665,913, erteilt am 19. Mai 1987 für "METHOD FOR OPHTHALMOLOGICAL SURGERY"; U.S. Patent Nr. 4,669,466, erteilt am 2. Juni 1987 für "METHOD AND APPARATUS FOR ANALYSIS AND CORRECTION OF ABNORMAL REFRACTIVE ERRORS OF THE EYE"; U.S. Patent Nr. 4,732,148, erteilt am 22. März 1988 für "METHOD FOR PERFORMING OPHTHALMIC LASER SURGERY"; U.S. Patent Nr. 4,770,172, erteilt am 13. September 1988 für "METHOD OF LASER-SCULPTURE OF THE OPTICALLY USED PORTION OF THE CORNEA"; U.S. Patent Nr. 4,773,414, erteilt am 27. September 1988 für "METHOD OF LASER-SCULPTURE OF THE OPTICALLY USED PORTION OF THE CORNEA"; U.S. Patentanmeldung mit der Anmeldungsnummer 109,812, eingereicht am 16. Oktober 1987 für "LASER SURGERY METHOD AND APPARATUS"; U.S. Patent Nr. 5,163,934, erteilt am 17. November 1992 für "PHOTOREFRACTIVE KERATECTOMY"; U.S. Patent Nr. 5,556,395, erteilt am 17. September 1996 für "METHOD AND SYSTEM FOR LASER TREATMENT OF REFRACTIVE ERROR USING AN OFFSET IMAGE OF A ROTATABLE MASK"; U.S. Patentanmeldung mit der Anmeldungsnummer 08/368,799, eingereicht am 4. Januar 1995 für "METHOD AND APPARATUS FOR TEMPORAL AND SPATIAL BEAM INTEGRATION"; U.S. Patentanmeldung mit der Anmeldungsnummer 08/138,552, eingereicht am 15. Oktober 1993 für "METHOD AND APPARATUS FOR COMBINED CYLINDRICAL AND SPHERICAL EYE CORRECTIONS"; und U.S. Patentanmeldung mit der Anmeldungsnummer

08/058,599, eingereicht am 7. Mai 1993 für "METHOD AND SYSTEM FOR LASER TREATMENT OF REFRACTIVE ERRORS USING OFFSET IMAGING".

[0040] Das Blockdiagramm von [Fig. 5](#) veranschaulicht ein augenoptisches chirurgisches System **200** zur Integration der Erfindung, das eine Personal-Computer-(PC)-Arbeitsstation **202** umfasst, die mit einem Einzelboard-Computer **204** des laserchirurgischen Systems **200** mittels einer ersten Busverbindung **208** verbunden ist. Die PC-Arbeitsstation **202** und die untergeordneten Komponenten der laserchirurgischen Einheit **200** sind bekannte Komponenten und können die Elemente des VISX TWENTY/TWENTY EXCIMER LASER SYSTEM oder des VISX STAR Excimer Laser System umfassen, die von Visx, ein Unternehmen aus Santa Clara, Kalifornien, verfügbar sind. Das laserchirurgische System **200** weist eine Mehrzahl von im Ganzen mit dem Bezugszeichen **210** bezeichneten Sensoren auf, die Rückkopplungssignale von den bewegbaren mechanischen und optischen Komponente des augenoptischen laserchirurgischen optischen Systems **100** von [Fig. 3](#) oder [Fig. 4](#) erzeugen. Die bewegbaren mechanischen und optischen Komponenten umfassen beispielsweise die Elemente, die durch einen Irismotor **216**, eine Bilddreheinrichtung **218**, einen Astigmatismusbreitenmotor **220** und einen Astigmatismuswinkelmotor **222** angetrieben sind. Für Abtastbehandlungen, wo eine Ablation eines einzelnen Laserpulses variabel von dem Behandlungszentrum versetzt wird, sind ein Abtastmotor 1 (**212**) und ein Abtastmotor 2 (**214**) vorgesehen. Die sich quer zu dem Strahl **120** bewegende Linse **122** sorgt für diesen variablen Versatz. Die Rückkopplungssignale von den Sensoren **210** werden über geeignete Signalleiter dem Einzelboard-Computer **204** bereitgestellt, der wünschenswerterweise ein STD-Bus-kompatibler Einzelboard-Computer ist, der einen Mikroprozessor vom Typ **8031** verwendet. Der Einzelboard-Computer **204** steuert den Betrieb der Motortreiber, die insgesamt mit dem Bezugszeichen **226** bezeichnet sind, um die Elemente **216**, **218**, **220** und **222** zu betreiben. Zusätzlich steuert der Einzelboard-Computer **204** den Betrieb des Excimerlasers **104**, der wünschenswerterweise ein ArF-Laser mit einer Ausgabe einer Wellenlänge von **193** Nanometern ist, der einen rückkopplungsstabilisierten Teilchenfluss von **160** Millijoule pro cm² an der Kornea des Auges **230** des Patienten über die Zufuhrsystemoptik **100** von [Fig. 3](#) oder von [Fig. 4](#) bereitstellt. Andere Zusatzkomponenten des laserchirurgischen Systems **200**, die für ein Verständnis der Erfindung nicht erforderlich sind, wie zum Beispiel ein hochauflösendes Mikroskop, ein Videomonitor für das Mikroskop, ein System zur Sicherung des Auges des Patienten und eine Entleerungseinrichtung/Filter für Ablationsabfälle sowie das Gaszufuhrsystem, sind weggelassen worden, um ein Abschweifen zu vermeiden. In vergleichbarer Weise

sind die Tastatur, der Monitor und herkömmliche untergeordnete PC-Systemkomponenten, wie zum Beispiel Floppy- und Festplattenlaufwerke, Speicherkarten und dergleichen, bei der Abbildung der PC-Arbeitsstation **202** weggelassen worden.

[0041] Das laserchirurgische System **200** kann für Verfahren, wie zum Beispiel photorefraktive Keratektomie (PRK) und phototherapeutische Keratektomie (PTK), verwendet werden. Unter Verwendung der PC-Arbeitsstation **202**, gibt eine Bedienperson wenigstens einen Parameter für die Behandlung des Patienten, wie zum Beispiel die gewünschte Änderung der Refraktion des Patienten, ein. Der obige Behandlungsparameter entspricht einer verbesserten Änderung der Korneaform. Die PC-Arbeitsstation **202** kann dann eine Behandlungstabelle **260** berechnen, die die Positionen der Laserelemente während der Laserbehandlung enthält. Die Laserelemente, die während der Behandlung typischerweise variiert werden, umfassen eine variable Apertur **116** und die Position der Linse **112**. Bei PRK wird das laserchirurgische System **200** beispielsweise verwendet, um das Gewebe der Kornea nach einer Entfernung des Epithels abzutragen. Um Kurzsichtigkeit zu korrigieren, wird der kreisförmige Laserstrahl **30** unter Verwendung der einstellbaren Apertur **116** auf eine kreisförmige Stelle eingestellt, die mit dem Behandlungsbereich auf der Kornea übereinstimmt. Die kreisförmige Stelle ist typischerweise ein 0,5–6 mm Kreis. Die Korrektur der Kurzsichtigkeit reduziert den Krümmungsradius der Kornea. Dies erfordert eine Entfernung von mehr Gewebe im Zentrum der Kornea und weniger Gewebe in Richtung zu dem peripheren Behandlungsbereich. Ein erster Puls des durch die Apertur hindurchgetretenen Strahls **120** kann Gewebe von dem gesamten Behandlungsbereich abtragen, aber nachfolgende Pulse werden durch die variable Apertur **116** im Durchmesser verkleinert, so dass die Pulse sukzessive kleiner werden. Bei einer anderen Ausführungsform werden aufeinander folgende Pulse stufenweise von einem kleinen zu einem größeren Durchmesser, der das Behandlungsgebiet abdeckt, vergrößert. Dies entfernt mehr Gewebe aus dem zentralen Bereich und bringt die Kornea auf die gewünschte Kontur mit einer verringerten Krümmung. Nach dem photorefraktiven Keratektomieverfahren wächst das Epithel schnell wieder über den geformten Bereich, wobei eine neue vordere Oberfläche der Kornea erzeugt wird. Alternativ wird das Epithel nicht entfernt, aber teilweise durchtrennt und zur chirurgischen Behandlung zur Seite bewegt, und nach der PRK in seine ursprüngliche Position zurück gebracht.

[0042] Bei einer alternativen, in [Fig. 6](#) gezeigten Ausführungsform, umfasst der Behandlungsbereich **300** der Kornea eine Mehrzahl kleinerer, mit einzelnen Laserpulsen, wie zum Beispiel der versetzte, abgebildete, durch die Apertur hindurch getretene Strahlung **126**, abgetragener Gebieten. Die Positio-

nen und Größen der kleineren abgetragenen Gebiete entsprechen den in der Behandlungstabelle **260** berechneten Werten. Die Verkleinerung der Krümmung wird durch das schrittweise Bewegen des Strahls **126** über die Kornea erreicht. Wie in [Fig. 6](#) gezeigt, wird die Versatzposition **312** der Linse **122** um die zentrale Position **310** variiert. Dieses schrittweise Bewegen erzeugt einen versetzten, abgebildeten, durch die Apertur hindurch getretenen Strahl **126** mit einem äußeren Bereich **308**. Wünschenswerterweise bedeckt der Strahl **126** das Zentrum **302** des Behandlungsgebiets **300** während eines Teils der Abtastbehandlung. Optional kann eine Abmessung der variablen Apertur **116** während des schrittweisen Bewegens variiert werden, um die Größe des Strahls **126** zu variieren. Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird die diffraktive Optik **12** bewegt, um sich zwischen Pulsen zu bewegen. Bei einer beispielhaften Ausführungsform werden die Strahldreheinrichtung **112** und die diffraktive Optik **12** zwischen Pulsen gedreht. Die aufeinander folgenden Pulse des abtastenden Strahl profilieren die gewünschte verringerte Krümmung gemäß der Behandlungstabelle **260**.

[0043] Um Weitsichtigkeit zu korrigieren, bewegt sich der Strahl **120** von [Fig. 3](#) oder [Fig. 4](#) schrittweise über ein Behandlungsgebiet der Kornea. Wie in [Fig. 6](#) gezeigt, umfasst das Behandlungsgebiet **300** der Kornea eine Mehrzahl kleinerer, mit einzelnen Laserpulsen, wie zum Beispiel der versetzte, abgebildete, durch die Apertur hindurch getretene Strahl **126**, abgetragener Gebiete. Die Positionen und Größen der kleineren abgetragenen Gebiete entsprechen den in der Behandlungstabelle **260** berechneten Werten. Aus der Peripherie des Behandlungsgebiets muss mehr Gewebe als aus dem Zentrum entfernt werden. Dies vergrößert den Krümmungsradius der Kornea. Die Vergrößerung der Krümmung wird erreicht, indem der Strahl **126** schrittweise über die Kornea bewegt wird. Wie in [Fig. 6](#) gezeigt, wird die Versatzposition **312** der Linse **122** um die zentrale Position **310** variiert. Diese schrittweise Bewegen erzeugt einen versetzten, abgebildeten, durch die Apertur hindurch getretenen Strahl **126** mit einem äußeren Bereich **308**. Wünschenswerterweise bedeckt der Strahl **126** nicht das Zentrum **302** des Behandlungsgebiets **300** während eines Teils der Abtastbehandlung. Optional kann eine Abmessung der variablen Apertur während des schrittweisen Bewegens variiert werden, um die Größe des Strahls **126** zu variieren. Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird die diffraktive Optik **12** bewegt, um sich zwischen Pulsen zu drehen. Bei einer beispielhaften Ausführungsform werden die Strahldreheinrichtung **112** und die diffraktive Optik **12** zwischen Pulsen gedreht. Aufeinander folgende Pulse des sich schrittweise bewegendes Strahls profilieren die Kornea auf die gewünschte vergrößerte Krümmung gemäß der Behandlungstabelle **260**.

[0044] Um astigmatische Eigenschaften der Kornea zu korrigieren, überspannt der Schlitz variabler Breite (nicht gezeigt) das Behandlungsgebiet der Kornea in Querrichtung, die im Allgemeinen rechteckig ist. Der erste Puls des abgebildeten, durch die Apertur hindurch getretenen Strahls **126** trägt ein im allgemein rechteckiges Gebiet von Korneagewebe ab. Aufeinander folgende Pulse werden mit variierender Breite des im Allgemeinen rechteckigen Lichtflecks des abgebildeten, durch die Apertur hindurch getretenen Strahls **126** ausgerichtet, der relativ zu dem optischen Zentrum symmetrisch positioniert ist. Die Astigmatismus korrigierende Änderung wird durch eine volumetrische Entfernung des Korneagewebes bewirkt.

[0045] Während das Obige eine ausführliche und vollständige Offenbarung der bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung bereitstellt, können, wie erwünscht, verschiedene Modifikationen, alternative Konstruktionen und Äquivalente verwendet werden. Beispielsweise können andere Abtastelemente, wie zum Beispiel sich drehende Spiegel und Prismen verwendet werden, während bei der bevorzugten Ausführungsform der Strahl, der durch die variable Apertur **116** hindurchgeht, durch eine Querbewegung der Abbildungslinse **122** versetzt wird. Ferner können andere Laser geeigneter Wellenlänge statt des Lasers **104** verwendet werden, wenn erwünscht und wirksam. Daher sollte die obige Beschreibung und Veranschaulichungen nicht als die Erfindung einschränkend ausgelegt werden, die durch die beigefügten Ansprüche definiert ist.

Patentansprüche

1. Excimerlasersystem zur Ablation von Gewebe, mit:
 einem Excimer-Laser (**104**) zum Erzeugen eines in Allgemeinen rechteckigen nicht gleichförmigen Strahls (**102**) gepulster Laserenergie entlang eines Weges, wobei der nicht gleichförmige Strahl eine nicht gleichmäßige räumliche Intensitätsverteilung aufweist, und
 einer Einrichtung (**10, 12**), die in dem Weg des nicht gleichförmigen Strahls angeordnet ist, um den nicht gleichförmigen Strahl in einen räumlich integrierten Strahl umzuwandeln, der eine vorbestimmte im Wesentlichen gleichmäßige räumliche Intensitätsverteilung aufweist, und
 einer Sammellinse (**22**), die angeordnet ist, um den Strahl von dem diffraktiven optischen Diffusor (**12**) auf eine räumliche Integrationsebene zu fokussieren, **gekennzeichnet dadurch**, dass:
 die Umwandlungseinrichtung (**10, 12**) einen diffraktiven optischen Diffusor (**12**) umfasst, der von dem Laser (**104**) beabstandet ist und ein diffraktives Muster aufweist, das quer zu dem Weg des Strahls angeordnet und ausgelegt ist, um den im Allgemeinen rechteckigen nicht gleichförmigen Strahl so umzuwandeln,

dass der räumlich integrierte Strahl eine im Wesentlichen kreisförmige räumliche Intensitätsverteilung im Querschnitt aufweist.

2. Excimerlasersystem nach Anspruch 1, bei dem der Laser (104) ein ArF-Laser mit einer Wellenlänge von etwa 193 nm ist.

3. Excimerlasersystem nach Anspruch 1 oder 2, bei dem der nicht gleichförmige Strahl (102) entlang einer Achse eine im Wesentlichen Gaußsche räumliche Intensitätsverteilung aufweist.

4. Excimerlasersystem nach einem der vorherigen Ansprüche, bei dem die im Wesentlichen kreisförmige räumliche Intensitätsverteilung ein Hutprofil mit einem gleichförmigen zentralen Bereich aufweist.

5. Excimerlasersystem nach Anspruch 4, bei dem der gleichförmige zentrale Bereich etwa 70 % bis 85 % des Querschnitts des räumlich integrierten Strahls abdeckt.

6. Excimerlasersystem nach einem der vorherigen Ansprüche, bei dem der Diffusor (12) einen transparenten Bereich (18) umfasst, der das diffraktive Muster darauf ausgebildet aufweist.

7. Excimerlasersystem nach Anspruch 6, bei dem das diffraktive Muster eine Mehrzahl von beabstandeten geätzten Linien umfasst.

8. Excimerlasersystem nach Anspruch 6 oder 7, bei dem der transparente Bereich (18) im Allgemeinen rechteckig ist.

9. Excimerlasersystem nach Anspruch 6 oder 7 oder 8, bei dem der transparente Bereich (18) ein transparentes Material mit Quarz, Quarzglas, Magnesiumfluorid, Kalziumfluorid, Lithiumfluorid oder Saphir aufweist.

10. Excimerlasersystem nach einem der vorherigen Ansprüche, bei dem die Sammellinse (22) auf einer Oberfläche des diffraktiven optischen Diffusors (12) geschliffen ist.

11. Excimerlasersystem nach einem der vorherigen Ansprüche, bei dem die räumliche Integrationsebene etwa an dem Fokuspunkt der Sammellinse (22) angeordnet ist.

12. Excimerlasersystem nach einem der vorherigen Ansprüche zum Umformen der Kornea eines Auges, wobei das System umfasst:
eine Öffnung (116), die von dem diffraktiven optischen Diffusor (12) im Allgemeinen an der räumlichen Integrationsebene beabstandet ist, um einen Bereich des räumlich integrierten Strahls durchzulassen, und

eine Sammellinse (122), die von der Öffnung (116) beabstandet ist, um ein Bild des durchgelassenen Strahls auf einer zweiten Ebene (132) zu bilden.

13. Excimerlasersystem nach Anspruch 12, mit einer Einrichtung (216) zum Einstellen einer Abmessung der Öffnung (116) zwischen Laserpulsen.

14. Excimerlasersystem nach Anspruch 12 oder 13, ferner mit einer Abtasteinrichtung (212, 214), um das Bild des durchgelassenen Strahls zu versetzen.

15. Excimerlasersystem nach Anspruch 14, ferner mit einer Steuereinrichtung (204) für die Abtasteinrichtung (212, 214), die ausgelegt ist, das Bild gemäß einer Behandlungstabelle (260) zu versetzen.

16. Excimerlasersystem nach einem der vorherigen Ansprüche, ferner mit einer Einrichtung (218) zum Bewegen des diffraktiven optischen Diffusors (12) zwischen Laserpulsen.

17. Excimerlasersystem nach Anspruch 16, bei dem die Bewegungseinrichtung (218) ausgelegt ist, eine Drehung des diffraktiven optischen Diffusors (12) zu bewirken.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

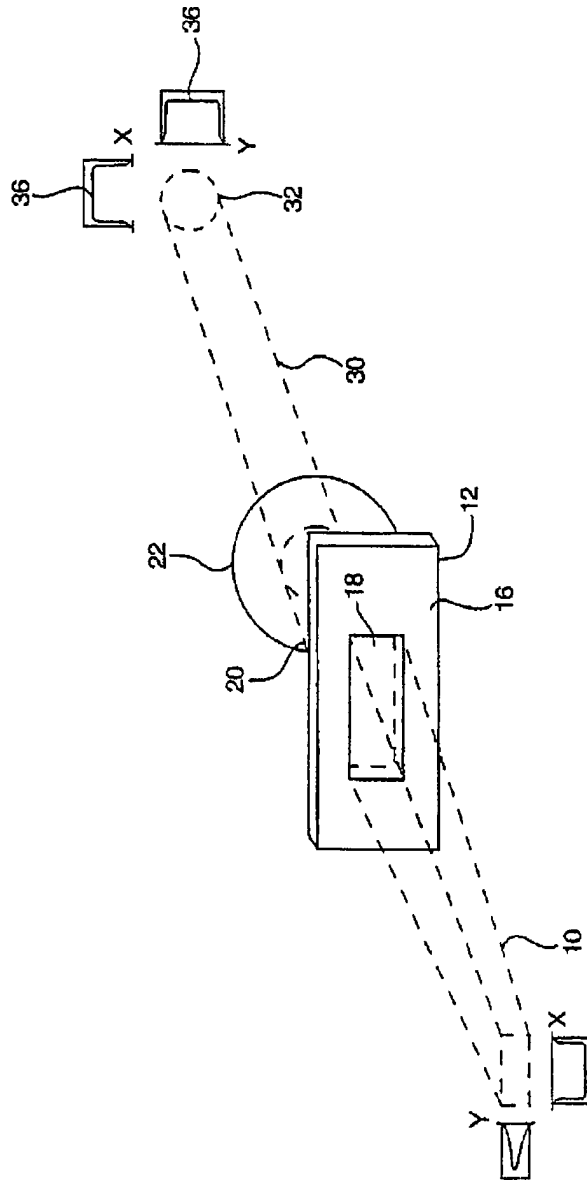


FIG. 1

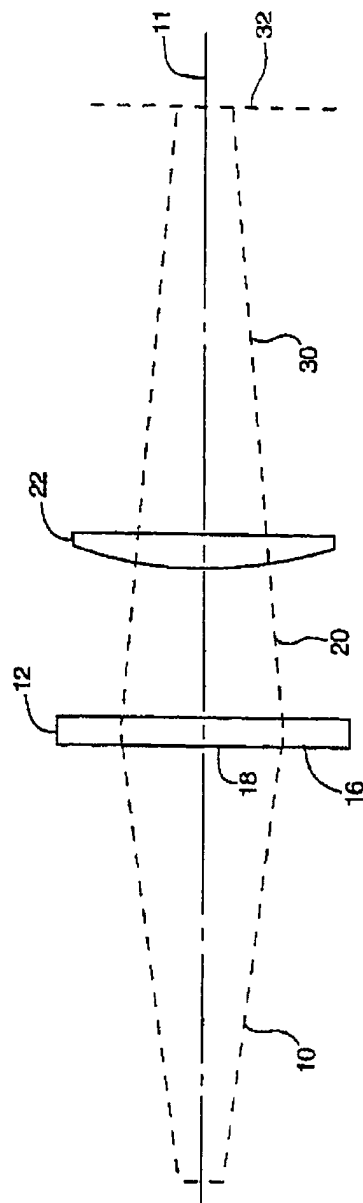


FIG. 2

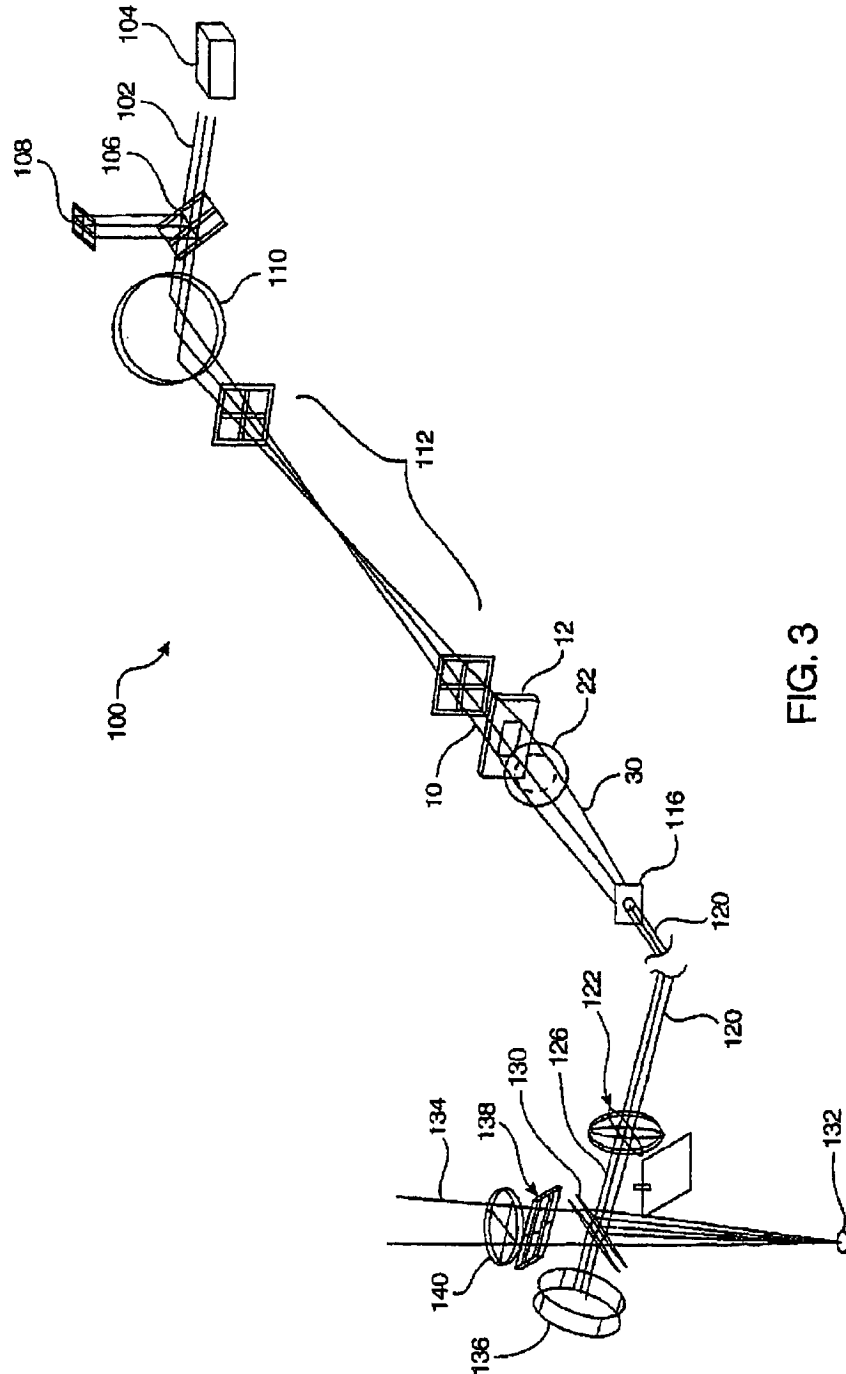
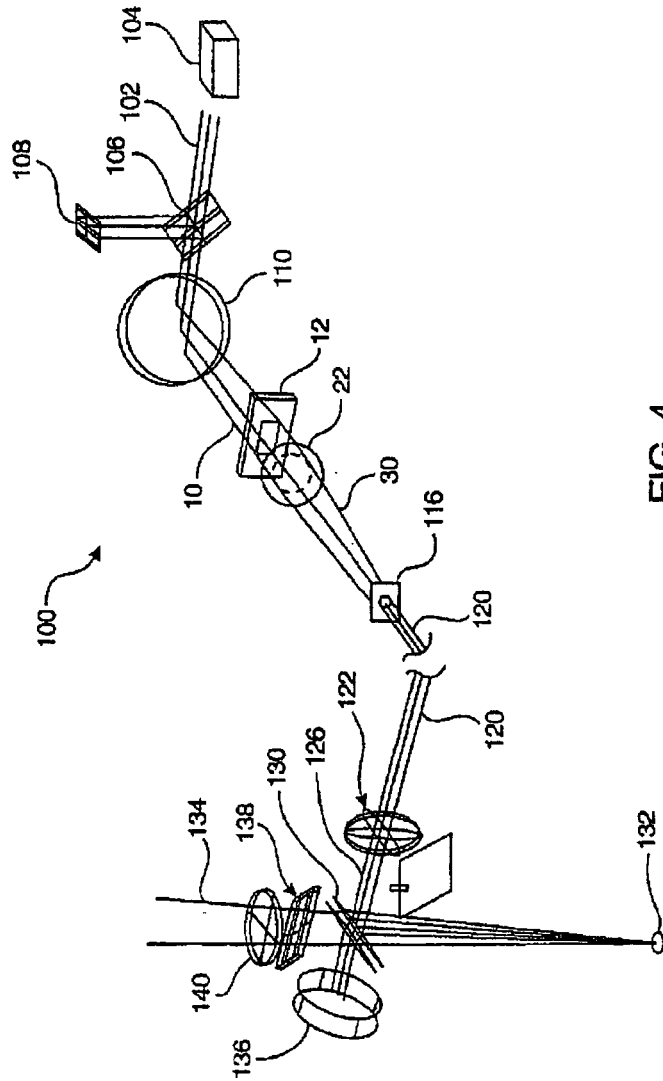


FIG. 3



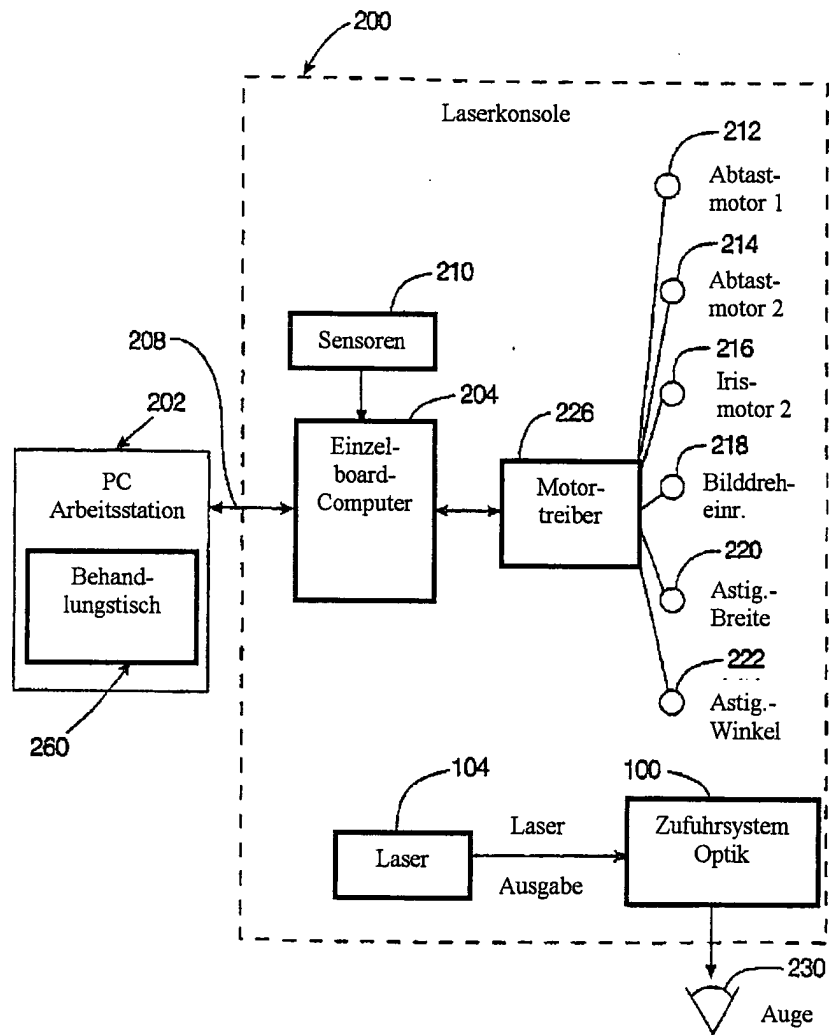


FIG. 5

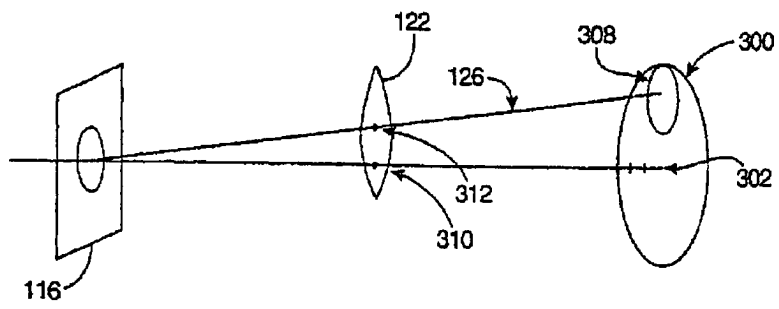


FIG. 6

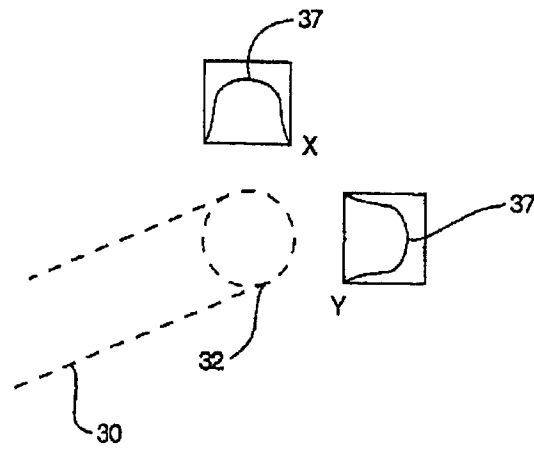


FIG. 7



FIG. 8