

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
8. Dezember 2011 (08.12.2011)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2011/151063 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61F 9/008 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2011/002709

(22) Internationales Anmeldedatum:
1. Juni 2011 (01.06.2011)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2010 022 634.3 3. Juni 2010 (03.06.2010) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE];
Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **DICK, Manfred** [DE/
DE]; Birkenweg 9, 07926 Gefell (DE). **GREBNER, Dieter**
[DE/DE]; Erlengrund 3, 07751 Großlöbichau (DE).
REICH, Matthias [DE/DE]; Eduard-Rosenthal-Straße 5,
07749 Jena (DE).

(74) Anwalt: **BECK, Bernard**; Carl Zeiss Ag, Standort Jena,
Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN,
KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA,
MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG,
NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC,
SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN,
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, NA, SD, SL, SZ, TZ,
UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS,
IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR CONTROLLING A LASER SYSTEM

(54) Bezeichnung : VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR STEUERUNG EINES LASERSYSTEMS

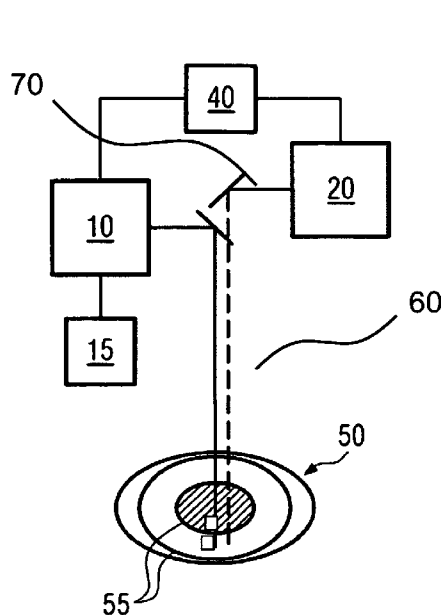


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to a device and a method for controlling a laser system for the treatment of the eye lens by means of laser-induced disruptions, the laser system comprising an fs laser and a deviation unit for directing the laser beam, a detection device for detecting a value characteristic of the occurrence of disruptions being provided, said detection device being connected to the control device and the latter being adapted to determine a pulse energy for the laser system from said characteristic value and to actuate the laser accordingly.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Steuerung eines Lasersystems zur Behandlung der Augenlinse mittels laserinduzierter Disruptionen, wobei das Lasersystem einen fs-Laser und eine Ablenkeinheit zur Führung des Laserstrahls aufweist, bei der eine Detektionseinrichtung zur Bestimmung einer für das Auftreten von Disruptionen charakteristischen Größe vorgesehen ist, und wobei die Detektionseinrichtung mit der Steuervorrichtung verbunden ist und diese dafür ausgelegt ist, aus der charakteristischen Größe eine Pulsenergie für das Lasersystem zu bestimmen und den Laser entsprechend anzusteuern.



Veröffentlicht:

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

Vorrichtung und Verfahren zur Steuerung eines Lasersystems

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Steuerung eines Lasersystems, insbesondere bei der Femtosekunden-Laserchirurgie von Gewebe, vorzugsweise der menschlichen Augenlinse.

Es ist bekannt, dass man mit Hilfe fokussierter Femtosekunden –Laserstrahlung zunächst nichtlineare Wechselwirkungen und bei höheren Pulsenergien bzw. Energiedichten auch eine Photodisruption in insbesondere optischen Materialien bzw. Gewebe erzielen kann.

Dies wird z.B. bei augenchirurgischen Medizinlasern, wie dem „Visumax“ der Carl Zeiss Meditec AG im klinischen Alltag genutzt.

Dabei ist das Lasersystem mit einer fs-Laserstrahlquelle ausgestattet, dessen Pulsenergie bei einer vorgegebenen Wiederholfrequenz (z.B. 500 kHz) der Laserpulse in einem relevanten Bereich von beispielsweise 50nJ – 5 μ J vorab eingestellt wird, um immer sicher eine Photodisruption im Gewebe zu erzielen. Bei einer Bearbeitung der Cornea des Auges ist dabei die patientenindividuelle Streuung der Gewebeeigenschaften vergleichsweise gering, so dass z.B. eine Pulsenergie von 0,5 oder 1 μ J sicher zu einer Disruption führt.

Will man dagegen die durch Presbyopie oder Katarakt gealterte menschliche Augenlinse bearbeiten, so ist bereits visuell zu erkennen, dass die Streu- und oder Absorptionseigenschaften von guter Transparenz bis hin zu völliger Undurchsichtigkeit variiert. Dementsprechend ist der zur photodisruptiven Behandlung erforderliche Pulsenergiewert fraglich und unsicher.

Das bedeutet, dass die Schwellenergie für die Erzeugung von Photodisruptionen in der Linse lokal großen Schwankungen unterliegt und daher mit einer festen Energie ein nur unbefriedigendes Bearbeitungsergebnis erzielt werden kann.

In der EP 1 663 087 ist ein solches fs-Lasersystem zur Bearbeitung der Augenlinse offenbart. Dort wird für die Pulsenergie der Bereich von 1pJ bis zu 500nJ angegeben, also ein Bereich von mehr als 5 Größenordnungen. Eine genauere Angabe erfolgt nicht

Andererseits sollte die in das Auge applizierte Gesamtenergie so gering wie möglich sein, um unerwünschte Nebenwirkungen, wie beispielsweise eine Schädigung der Retina, sicher zu vermeiden.

In der WO 2008/017428 der Anmelderin, auf deren kompletten Inhalt hiermit Bezug genommen wird, ist ein Laser-Phako-System beschrieben, welches einen fs-Laser aufweist sowie eine Einrichtung zur Bestimmung der Geometrie der Augenlinse um eine präzise Navigation innerhalb der Linse zu gewährleisten. Als Mittel zur Bestimmung der Geometrie sind dort u. a. genannt: Geräte auf Basis der optischen Kohärenz Tomografie (OCT), rotierende Spalt-Scheimpflugkameras, konfokale Laserscanner sowie Ultraschallgeräte. Eine weitergehende Analyse des zu behandelnden Gewebes ist nicht offenbart.

Es ist daher die Aufgabe der Erfindung, eine Lösung anzugeben, um optimale Behandlungsparameter für die Behandlung einer Augenlinse zugewinnen.

Diese Aufgabenstellung gelöst, indem entweder mit einer Vorabdiagnostik die lokalen Gewebeeigenschaften wie Absorption oder Streuung bestimmt werden und damit eine Vorhersage über die zu erwartende Laserschwelle macht, oder mittels online-Diagnostik das tatsächliche Eintreten einer Photodisruption des Gewebes bestimmt wird. Basierend auf diesen Werten wird die Energie und/oder der Spotabstand der fs-Laserstrahlung innerhalb eines sicheren Bereichs vorzugsweise oberhalb der Disruptionsschwelle eingestellt.

Dabei wird dafür Sorge getragen, dass einerseits das chirurgische Ergebnis sichergestellt wird, andererseits aber keine zu starke Laserenergie voreingestellt wird, die unbeabsichtigte Nebenwirkung, wie z.B. ein Schädigung der Retina des Auges bewirken kann.

Das erfindungsgemäße Vorgehen und die entsprechende Vorrichtung zur Durchführung dieser individuell angepassten Therapie werden in den folgenden Punkten näher beschrieben.

Zur Vorhersage einer lokalen Schwellenergie ist erfindungsgemäß die Messung einer oder mehrerer der folgenden Materialeigenschaften vorgesehen: Streuung, Absorption oder Härte des Gewebes. Die Charakterisierung des Gewebezustandes erfolgt dabei in allen drei Dimensionen orts aufgelöst. Geeignete Messmethoden hierfür sind beispielsweise die optische Kohärenztomographie, Scheimpflug-Photographie,

Mikroskopie, konfokale Detektion und interferometrische oder akustische Härtemesstechnik.

Auch eine zweidimensional orts aufgelöste Messung der Streuung des Auges innerhalb der Pupillenöffnung z.B. mit Hilfe eines Shack-Hartmann Sensors ist von Nutzen. Dieses Verfahren liefert zunächst bekanntermaßen Wellenfrontdaten des Auges, die den Spotdurchmesser des therapeutischen Laserstrahles beeinflussen und damit auch die Schwelle des optischen Durchbruchs. Wenn der Therapiestrahle nun über einen adaptiven Spiegel geführt wird, dessen Wellenfront online mit den Daten des Shack-Hartmann Wellenfrontsensors gesteuert wird, kann immer ein minimaler Laserspot eingestellt werden. Falls diese online Kompensation mittels adaptiver Optik nicht vorgenommen wird, kann die Pulsenergie und/oder der Spotabstand zum jeweiligen Spotdurchmesser angepasst werden, um aufgrund der lokalen refraktiven Eigenschaften im Auge einen optimalen lokalen optischen Durchbruch einzustellen. Weiterhin liefert die Analyse der Struktur der einzelnen Spots und des Untergrundes auf dem CCD Chip des Shack-Hartmann Sensors auch ein Maß für die zweidimensional orts aufgelöste Streuung des individuellen Patientenauges, was zu einer lokalen Schwächung des Energieeintrages im Fokuspunkt des Therapielaserstrahles führt. So kann mit Hilfe dieser Daten ebenfalls die Pulsenergie und/oder der Spotabstand nachgeregelt werden, um einen optimalen lokalen optischen Durchbruch einzustellen.

Aus einem oder mehreren dieser Messgrößen, die vorzugsweise vor der Behandlung von dem Patientenauge ermittelt werden, lassen sich mittels theoretischer Modellierungen oder auch anhand empirischer Zusammenhänge Vorhersagen über die Schwellparameter zur Therapie gewinnen und beispielsweise in der einer dreidimensionalen Karte oder mathematischen Näherungsfunktion zusammenfassen. Die Modellierungen berücksichtigen dabei insbesondere die optischen Abschwächungen und Wellenfrontverzerrungen, die das fokussierte Laserlicht auf dem Weg durch das Auge zum Bearbeitungspunkt erfährt. Eine geeignete Modellierungstechnik ist beispielsweise das Ray-Tracing-Verfahren. Mit diesem Verfahren lassen sich unter anderem die Intensitäten des Laserlichtes im Fokus berechnen. Näherungsweise ist die Disruptionsschwelle für eine gegebene Laserstrahlquelle mit einem konstanten Intensitätswert verbunden.

Aus der so gewonnenen individuellen Verteilung der Bearbeitungsschwellen in der Augenlinse werden optimierte Steuerdaten für die Lasertherapie abgeleitet. Bei der

Ermittlung der Steuerdaten wird auch berücksichtigt, dass eine Überschneidung des Fokusvolumens aufeinander folgender Laserpulse zu einer Reduktion der Schwellenergie führt. Dieser Zusammenhang ist beispielsweise in der Patentschrift WO2007/022948 dargestellt, auf deren vollständigen Inhalt hiermit Bezug genommen wird. Die so erzeugten patientenspezifischen Steuerdaten legen eine räumliche und zeitliche Abfolge der applizierten Pulsenergien und Spotabstände fest. Diese Steuerdaten werden zur Ansteuerung der Laserstrahlquelle, der Pulspicker, der Abschwächer und der Scannersysteme verwendet. Ein Pulspicker ist in der DE 103 58 927 beschrieben.

Neben der Berücksichtigung einer Vorhersage der Bearbeitungsschwellen kann auch – alternativ oder in Kombination – eine online Messung und Regelung der Bearbeitungsparameter erfolgen, um zu einer optimalen Therapie zu kommen. Dazu werden während der Bearbeitung ein oder mehrere Messgrößen, die den Bearbeitungsprozess charakterisieren, aufgenommen, bewertet und die Laserparameter entsprechend laufend korrigiert. Eine derartige Messgröße kann beispielsweise die Intensität des Plasmafunken bei der Disruption darstellen, die über geeignete Filter von der Laserwellenlänge getrennt und mit empfindlichen optischen Detektoren gemessen werden kann. Die Bildung von transienten oder langlebigen Blasen ist ebenfalls ein Indikator für die Disruption und kann bevorzugt mittels interferometrischer Verfahren quantifiziert werden. Die Disruption führt zu einer Trennung von Gewebe und ändert somit lokal die Streueigenschaften. Ein geeignetes Messverfahren dafür ist z.B. die konfokale Detektion. Dabei kann die Änderung der linearen oder der nichtlinearen (z.B. SHG-) Streuung erfolgen. Eine weitere mögliche Messgröße ist die Änderung der Absorptionseigenschaften. Es ist bekannt, dass die Augenlinse im Alter zunehmend im blauen Spektralbereich absorbiert und durch intensive Laserstrahlung eine Reduktion dieser Absorption erzielt werden kann. Eine derartige Änderung kann mit einem konfokalen Messaufbau detektiert werden.

Desweiteren lassen sich aus der Intensität des zurückgestreuten Bearbeitungslichtes Rückschlüsse auf die Bearbeitungswirkung ableiten. Die Messung kann wiederum vorzugsweise über eine konfokale Detektion erfolgen. Da die Messsignale von vielen der oben angegebenen Größen bzw. Messverfahren verhältnismäßig klein sind, können die Detektionssysteme mit bekannten Verfahren zur Verbesserung des Signal-zu-Rauschverhältnisses kombiniert werden. Dies

bedeutet vielfach eine Mittelung über mehrere Pulse bzw. Messzyklen. Bekannte Systeme stellen beispielsweise der Lock-In-Verstärker oder der Boxcar-Integrator dar.

Um die Änderung einer Messgröße, die durch die Bearbeitung induziert wird, empfindlich zu detektieren, kann erfindungsgemäß auch eine direkte Vergleichsmessung zwischen zwei unterschiedlichen Orten erfolgen (als „dual beam“ bezeichnet), wobei einer der Messorte bearbeitet wurde und der andere noch nicht. Vorteilhaft kann es auch sein, die Bearbeitungsenergie zwischen zwei aufeinanderfolgenden Pulsen oder Pulszyklen um einen festen Wert zu variieren und somit selektiv eine Änderung in diesem Energie-Intervall zu detektieren. Dies ist besonders effektiv, wenn das Messsignal an der Bearbeitungsschwelle seinen Wert sprunghaft ändert und auf einen Wert in der Nähe dieser Schwelle geregelt werden soll.

Die oben aufgeführten Messwerte werden dazu verwendet, eine Regelschleife aufzubauen und unabhängig von den lokalen Gewebeeigenschaften ein konstantes Bearbeitungsergebnis zu bekommen. Als Regelgrößen dienen hierbei die applizierte Pulsenergie und/oder der Spotabstand.

Neben einer maximalen Therapiewirkung muss ein optimales Bearbeitungssystem einen ausreichenden Schutz des umgebenden okulären Gewebes, insbesondere der Retina, vor unerwünschten Schädigungen gewährleisten. Daher sind retinale Bestrahlungsstärken einzuhalten, die in den Lasersicherheitsnormen aufgeführt sind. Entsprechend der Europäischen Norm zur Sicherheit von Laseranlagen DIN EN 60825-1 ergibt sich als restriktivste Grenze für den sicheren Einsatz der Femtosekunden-Laserstrahlung das Limit: $E_{\text{Limit,Pulsfolge}} = E_{\text{Einzelpuls}} \cdot N^{-1/4}$, mit $E_{\text{Einzelpuls}}$ als Energie eines einzelnen Laserpulses und N als Anzahl der Laserpulse. Erfindungsgemäß wird die Energie der einwirkende Laserstrahlung auf Energiewerte $E < E_{\text{Limit,Pulsfolge}}$ begrenzt.

Dazu wird $E_{\text{Einzelpuls}}$ durch eine Steuerungseinheit gezielt vorgegeben. Zusätzlich wird $E_{\text{Einzelpuls}}$ gemessen bzw. durch Messung der Laserpulsfolgefrequenz und der mittleren Laserleistung bestimmt.

Weiterhin wird auf der Basis des geplanten Applikationsergebnisses (Therapiemuster) die Anzahl der zu applizierenden Laserpulse ermittelt. Das bedeutet, dass bei der Auslegung des Steuerdatensatzes für den Therapieablauf

die maximale gesamte Energie, die in das Auge eingebracht wird, den Wert aus der Lasernorm $E_{\text{Limit, Pulsfolge}}$ nicht überschreitet.

Um sicherzustellen, dass dieser Wert bei der Therapie auch tatsächlich eingehalten wird, wird darüber hinaus eine Zählleinrichtung in das Lasertherapiegerät integriert, und die tatsächlich einwirkenden Laserpulse werden registriert. Mit der bekannten Einzelpulsenergie wird die maximal zulässige Anzahl der einwirkenden Pulse berechnet, die tatsächlich applizierten Pulse gemessen und bei Erreichen der Grenze die Laserstrahlung abgeschaltet. Somit wird eine Sicherheitsfunktion implementiert, die auch bei einem Fehler in der Berechnung der Ansteuerdaten die Sicherheit der Retina gewährleistet. Im Gegensatz zu bekannten Sicherheitsmechanismen kann mit dem vorgestellten Verfahren bis nahe an die zulässigen Grenzwerte gegangen werden.

Die beschriebenen Verfahren können besonders vorteilhaft bei der Laserbearbeitung der menschlichen Augenlinse, insbesondere mit ultrakurzen Laserpulsen, eingesetzt werden. Die Erfindung bezieht sich jedoch auch auf andere Laseranwendungen in der Ophthalmologie, beispielsweise bei der Bearbeitung der Retina oder der Kornea (z.B. bei der Keratoplastik).

Zusammengefasst wird die Erfindung charakterisiert durch eine Vorrichtung und ein Verfahren zur 3dimensionalen scannergeführten Fokussierung von fs-Laserstrahlung, bei der/dem durch eine vorherige 3d-Analyse des zur Bearbeitung vorgesehenen Volumens ein für die Dosimetrie der Laserstrahlung relevanter Datensatz erhoben wird, welcher zur 3-dimensionalen dynamischen Steuerung der Laserparameter (insbesondere Energie und/oder Spotabstand) eingesetzt wird. Dabei ist es vorgesehen, dass mit Hilfe einer online Diagnostik die Disruptionsblasenentstehung erkannt wird und ein Wertebereich für die Laserparameter (insbesondere Pulsenergie und/oder Spotabstand) eingestellt wird. Weiterhin wird durch Zählung der applizierten Laserimpulse sichergestellt, dass eine Schädigung des Auges vermieden wird.

Die Erfindung ist ebenfalls charakterisiert durch eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Bearbeitung von okulärem Gewebe mit ultrakurzer Laserstrahlung, wobei vor der Erzeugung der Steuerdaten das Auge oder ein Teil des Auges mit einem optischen

Verfahren vermessen wird, eine Variation der zu erwartenden Schwellwerte für die Bearbeitungsparameter über das zu bearbeitende Volumen bestimmt wird und daraus ein Satz von Steuerdaten für die Applikation der Laserpulse abgeleitet wird. Dabei wird bei der Applikation der Laserpulse ein optisches Signal aufgenommen, das charakteristisch für die Stärke des Bearbeitungsprozesses ist, und ein Prozessparameter entsprechend einer vorgegebenen Funktion in Abhängigkeit von der Stärke des optischen Signals für die folgenden Laserpulse geändert. Weiterhin wird während der Applikation der Laserpulse die Anzahl und/oder die gesamte Energie der der einwirkenden Laserpulse gemessen, der Messwert kontinuierlich mit einem Referenzwert verglichen und bei Erreichen oder Überschreiten des Grenzwertes die austretende Laserstrahlung abgeschaltet.

Die Erfindung wird im Folgenden an Hand der Zeichnung näher beschrieben. In Fig. 1 ist eine schematische Darstellung einer Behandlungsvorrichtung 1 gemäß der vorliegenden Erfindung dargestellt. Die Behandlungsvorrichtung 1 umfasst eine Detektionseinrichtung 10, die mit einer optischen konfokalen und/oder optischen Kohärenz Tomografieeinrichtung und/oder mit einer wellenfrontbestimmenden Sensorik 15 ausgestattet ist. Daneben ist eine Bearbeitungseinrichtung 20 vorgesehen. Die Detektionseinrichtung 10 sowie die Bearbeitungseinrichtung 20 sind mit einer Steuereinrichtung 40 verbunden. Ein entsprechender optischer Pfad kann von der Detektionseinrichtung 10 sowie von der Bearbeitungseinrichtung 20 über Scannerspiegel in ein optisches Element 50, hier eine mehrschichtige Linse, gerichtet werden. In der Linse 50 sind einzelne Volumenelemente mit dem Bezugszeichen 55 bezeichnet. Die Bearbeitungseinrichtung 20 ist ein fs-Laser mit einer Pulsdauer von 300fs, dessen Laserstrahl 60 von einer Ablenkeinrichtung 70 3-dimensional über das zu behandelnde Element 50 geführt werden kann. Über die Detektionseinrichtung 10 wird die innere Struktur bestehend aus einer Vielzahl von Volumenelementen 55 der Linse 50 detektiert. Hierbei unterstützt eine Sensorik 15 und vermag so nochmals ein dreidimensionales Bild dieser inneren Struktur zu ermitteln. Diese Informationen werden an die Steuereinrichtung 40 übergeben, in der bspw. über ein Finite-Elemente-Modell Schusskoordinaten (und damit die Spot-Abstände) für die Bearbeitungseinrichtung 20 berechnet werden. Besonders bevorzugt werden die Daten zuerst an die Steuereinrichtung übergeben, um hier bevorzugte Schnittgeometrien zu berechnen, die bei Applikation in das Auge

zu einer Erhöhung beispielsweise der Akkomodationsfähigkeit führen. So kann mit Hilfe beispielsweise der finiten Elementemethode ein Muster bestimmt werden, das den höchsten Akkomodationszuwachs verspricht. Nachdem die Simulation abgeschlossen ist werden somit Schussparameter bereit gestellt, um dann über den Laser diese Schnittgeometrien in das optische Element bzw. in die Augenlinse zu applizieren. Die Steuereinrichtung gibt diese Daten an die Bearbeitungseinrichtung 20 weiter und von dort wird die entsprechend vorbestimmte Bearbeitung der Linse 50 vorgenommen. Es können so therapeutische Schnitte durchgeführt werden, die mit Hilfe von durch Disruptionen erzeugten Blasenfeldern eines Ultrakurzpuls-Lasersystem als Bearbeitungseinrichtung 20 erzeugt werden. Alternativ kann mit den Schnitten auch die gesamte Linse zerstört werden um sie anschließend in an sich bekannter Weise abzusaugen und durch eine Intraokularlinse zu ersetzen. Mit Hilfe der Sensorik 15 werden in bereits beschriebener Art und Weise die Streueigenschaften des zu behandelnden Volumenelements 55 der Linse ebenfalls 3-dimensional bestimmt und aus diesen Eigenschaften ein bevorzugter Wert für die Pulsenergie des Behandlungslasers abgeleitet. Durch die Steuereinrichtung 40 wird dieser Wert dann bei der Behandlung des entsprechenden Volumenelements 55 am Laser in geeigneter Weise eingestellt. Außerdem wird durch die Steuereinrichtung 40 die eingestrahlte Gesamtenergie überwacht um ein Überschreiten der zulässigen Dosis zu verhindern.

Patentansprüche:

1. Vorrichtung zur Steuerung eines Lasersystems insbesondere zur Behandlung der Augenlinse mittels laserinduzierter Disruptionen, wobei das Lasersystem einen fs-Laser und eine Ablenkeinheit zur Führung des Laserstrahls aufweist, gekennzeichnet dadurch, dass weiterhin eine Detektionseinrichtung zur Bestimmung einer für das Auftreten von Disruptionen charakteristischen Größe vorgesehen ist, und wobei die Detektionseinrichtung mit der Steuervorrichtung verbunden ist und diese dafür ausgelegt ist, aus der charakteristischen Größe eine Pulsenergie für das Lasersystem zu bestimmen und den Laser entsprechend anzusteuern.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die charakteristische Größe eine aus der Gruppe Streuung, Absorption und Gewebehärtung ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet, dadurch, dass die Detektion der charakteristischen Größe 3-dimensional erfolgt und die Ansteuerung diese 3-Dimensionalität berücksichtigt.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet, dadurch, dass die Detektion der charakteristischen Größe vor der Behandlung oder während der Behandlung erfolgt.
5. Verfahren zur Steuerung eines Lasersystems insbesondere zur Behandlung der Augenlinse mittels laserinduzierter Disruptionen, wobei das Lasersystem einen fs-Laser aufweist, gekennzeichnet dadurch, dass mindestens eine für das Auftreten von Disruptionen charakteristische Größe detektiert wird, dass Pulsenergie und/oder Spotabstand der Laserpulse entsprechend eingestellt werden und die Behandlung mit diesen eingestellten Werten erfolgt.
6. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass die charakteristische Größe eine aus der Gruppe Streuung, Absorption und Gewebehärtung ist.
7. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass die Detektion der charakteristischen Größe 3-dimensional erfolgt und die Ansteuerung diese 3-Dimensionalität berücksichtigt.
8. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass die Detektion der charakteristischen Größe vor der Behandlung oder während der Behandlung erfolgt.

9. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass die eingestrahlte Pulsenergie überwacht wird.
10. Vorrichtung zur Steuerung eines Lasersystems insbesondere zur Behandlung der Augenlinse mittels laserinduzierter Disruptionen, wobei das Lasersystem einen fs-Laser und eine Ablenkeinheit zur Führung des Laserstrahls aufweist, gekennzeichnet dadurch, dass weiterhin eine Detektionseinrichtung zur Bestimmung einer für das Auftreten von Disruptionen charakteristischen Größe vorgesehen ist, und wobei bei der Detektionseinrichtung mit der Steuervorrichtung verbunden ist und diese dafür ausgelegt ist, aus der charakteristischen Größe eine Anzahl der Laserpulse N zu ermitteln, wobei das Produkt aus Einzelpulsenergie $E_{\text{Einzelpuls}}$ und $N^{-1/4}$ den Energiewert E_{Limit} , Pulsfolge nicht überschreitet.
11. Vorrichtung nach Anspruch 10, gekennzeichnet dadurch, dass das Lasersystem eine Zähleinrichtung enthält, die die tatsächlich einwirkenden Laserpulse registriert.

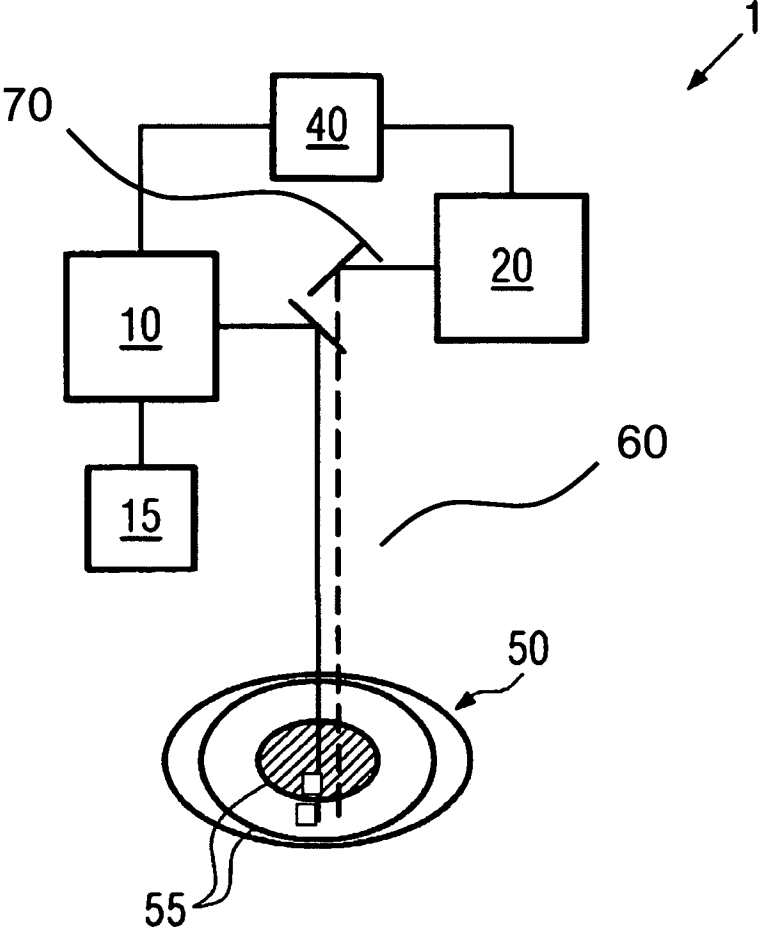


Fig. 1