(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 23 422 A1** 2004.04.15

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 23 422.5**
(22) Anmeldetag: **23.05.2003**
(43) Offenlegungstag: **15.04.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61F 9/008**
A61B 3/10, A61B 18/20

(66) Innere Priorität:
102 39 213.7 23.08.2002

(71) Anmelder:
Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE; Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

(74) Vertreter:
Dr. Werner Geyer, Klaus Fehners & Partner GbR, 80687 München

(72) Erfinder:
Mühlhoff, Dirk, 07751 Kunitz, DE; Kempe, Michael, Dr., 07751 Kunitz, DE; Strehle, Markus, Dr., 07749 Jena, DE; Gerlach, Mario, Dipl.-Ing., 07607 Eisenberg, DE; Sticker, Markus, Dr., 07743 Jena, DE; Bischoff, Jörg, Dr., 98693 Ilmenau, DE; Dick, Manfred, Dr., 07926 Gefell, DE; Bergt, Manfred, Dr., 07745 Jena, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur Messung eines optischen Durchbruchs in einem Gewebe**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung beschreibt eine Vorrichtung zur Messung eines optischen Durchbruches, der in einem Gewebe (6, 14) unterhalb einer Gewebeoberfläche von einer Behandlungs-Laserstrahlung ausgelöst wird, die eine laser-chirurgische Einrichtung (5) in einem im Gewebe (6, 14) liegenden Behandlungsfokus (11) bündelt, wobei die Vorrichtung einen Detektionsstrahlengang mit einer Optik aufweist, bei dem die Optik aus dem Gewebe (6, 14) unterhalb der Gewebeoberfläche ausgehende Strahlung in den Detektionsstrahlengang einkoppelt, und dem Detektionsstrahlengang eine Detektoreinrichtung (4, 3, 9; 39, 40, 41; 58, 59, 60) nachgeordnet ist, die ein Detektionssignal (5) erzeugt, das räumliche Ausdehnung und/oder Lage des optischen Durchbruchs im Gewebe (6, 14) anzeigt.

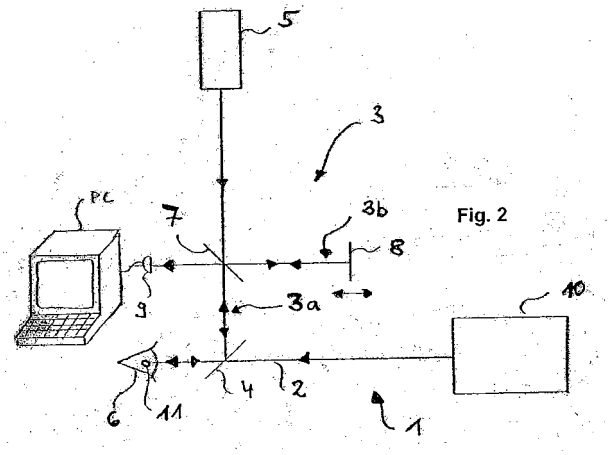


Fig. 2

Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Messung eines optischen Durchbruches, der in einem Gewebe unterhalb einer Gewebeoberfläche von einer Behandlungs-Laserstrahlung ausgelöst wird, die eine laser-chirurgische Einrichtung in einem im Gewebe liegenden Behandlungsfokus bündelt, wobei die Vorrichtung einen Detektionsstrahlengang mit einer Optik aufweist. Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zur Messung eines optischen Durchbruchs, der in einem Gewebe unterhalb einer Gewebeoberfläche von Behandlungs-Laserstrahlung ausgelöst wird.

Stand der Technik

[0002] Behandlungs-Laserstrahlung wird in laserchirurgischen Verfahren insbesondere für augenchirurgische Eingriffe angewendet. Dabei wird die Behandlungs-Laserstrahlung innerhalb des Gewebes, d.h. unterhalb der Gewebeoberfläche, derart fokussiert, daß ein optischer Durchbruch im Gewebe ausgelöst wird. Die Behandlungs-Laserstrahlung wirkt durch Photodisruption oder -ablation.

[0003] Im Gewebe laufen zeitlich hintereinander mehrere Prozesse ab, die durch die Behandlungs-Laserstrahlung initiiert werden. Überschreitet die Leitungsdichte der Strahlung einen Schwellwert, kommt es zu einem optischen Durchbruch, der im Gewebe eine Plasmablase erzeugt. Diese Plasmablase wächst nach Entstehen des optischen Durchbruches durch sich ausdehnende Gase. Wird der optische Durchbruch nicht aufrechterhalten, so wird das in der Plasmablase erzeugte Gas vom umliegenden Gewebe aufgenommen, und die Blase verschwindet wieder. Dieser Vorgang dauert allerdings sehr viel länger, als die Entstehung der Blase selbst. Wird ein Plasma an einer Gewebegrenzfläche erzeugt, die durchaus auch innerhalb einer Gewebestruktur liegen kann, so erfolgt ein Gewebeabtrag von der Grenzfläche. Man spricht deshalb dann von Photoablation. Bei einer Plasmablase, die vorher verbundene Gewebeschichten trennt, ist üblicherweise von Photodisruption die Rede. Der Einfachheit halber werden all solche Prozesse hier unter dem Begriff optischer Durchbruch zusammengefaßt, d.h. dieser Begriff schließt nicht nur den eigentlichen optischen Durchbruch sondern auch die daraus resultierenden Wirkungen im Gewebe ein.

[0004] Für eine hohe Genauigkeit eines laserchirurgischen Verfahrens ist es unumgänglich, eine hohe Lokalisierung der Wirkung der Behandlungs-Laserstrahlen zu gewährleisten und Kolateralschäden in benachbartem Gewebe möglichst zu vermeiden. Es ist deshalb im Stand der Technik üblich, die Behandlungs-Laserstrahlung gepulst anzuwenden, so daß der zur Auslösung eines optischen Durchbruchs nötige Schwellwert für die Leistungsdichte der Behandlungs-Laserstrahlung nur während den einzelnen Pulsen überschritten wird. Die US 5.984.916 zeigt diesbezüglich deutlich, daß der räumliche Bereich des optischen Durchbruchs (in diesem Fall der erzeugten Wechselwirkung) stark von der Pulsdauer abhängt. Eine hohe Fokussierung des Laserstrahls in Kombination mit sehr kurzen Pulsen erlaubt es damit, den optischen Durchbruch sehr punktgenau in einem Gewebe einzusetzen.

[0005] Der Einsatz von gepulster Behandlungs-Laserstrahlung hat sich in der letzten Zeit besonders zur laserchirurgischen Fehlsichtigkeitskorrektur in der Ophthalmologie durchgesetzt. Fehlsichtigkeiten des Auges rühren oftmals daher, daß die Brechungseigenschaften von Hornhaut und Linse keine ordnungsgemäße Fokussierung auf der Netzhaut bewirken. Bei Kurzsichtigkeit (auch als Myopie bezeichnet) liegt bei entspanntem Auge der Fokus vor der Netzhaut, bei Fernsichtigkeit (auch als Hyperopie bezeichnet) ist der Fokus dagegen hinter der Netzhaut.

[0006] Die erwähnte US 5.984.916 sowie die US 6.110.166 beschreiben Verfahren zur Fehlsichtigkeitskorrektur mittels geeigneter Erzeugung optischer Durchbrüche, so daß im Endeffekt die Brechungseigenschaften der Hornhaut gezielt beeinflußt werden. Eine Vielzahl von optischen Durchbrüchen wird so aneinander gesetzt, daß innerhalb der Hornhaut des Auges ein linsenförmiges Teilvolumen isoliert wird. Das vom übrigen Hornhautgewebe getrennte linsenförmige Teilvolumen wird dann mittels eines seitlich öffnenden Schnittes aus der Hornhaut herausgenommen. Die Gestalt des Teilvolumens ist so gewählt, daß nach Entnahme die Brechungseigenschaften der Hornhaut so geändert sind, daß die erwünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt ist.

[0007] Zur Isolierung des Teilvolumens ist es natürlich unumgänglich, die optischen Durchbrüche an vorbestimmten Stellen zu erzeugen. Die US 5.984.916 beschreibt entsprechende Sensoren, die Querschnitt sowie Lage und Intensität des Behandlungs-Laserstrahls erfassen und eine entsprechende Steuereinrichtung speisen, die den Laserbehandlungsstrahl so beeinflußt, daß am gewünschten Zielpunkt ein gewünschter optischer Durchbruch erreicht wird.

[0008] Die EP 1 232 734 A1 schlägt dagegen vor, einen Wellenfrontsensor zu verwenden, um die Lage eines optischen Durchbruches, der in einem Auge erzeugt wurde, zu bestimmten. In der Veröffentlichung ist diesbezüglich davon die Rede, daß die Blasengröße mit dem Wellenfrontsensor unter Verwendung „relativ gut bekannter Wellenfronttechniken" gemessen werden kann. Über die Art und Weise wie die Messung erfolgen könnte, schweigt sich die Schrift leider aus. Sie vermittelt keine technische Lehre, sondern bleibt aufgabenhaft. Da ein Wellenfrontsensor aber bekanntermaßen in der Lage ist, eine Verzerrung einer Wellenfront festzustellen, wäre es denkbar, die in EP 1 232 734 A1 aufgabenhaft genannte Zielsetzung dadurch zu erreichen, daß mit einem Wellenfrontsensor eine Verformung der Hornhautoberfläche detek-

tiert wird, die von einer im Inneren der Hornhaut erzeugten Blase hervorgerufen wurde. Bei einem solchen denkbaren Ansatz wäre es jedoch zu erwarten, daß die Meßgenauigkeit mit abnehmender Blasengröße stark sinkt, da eine kleinere Blase natürlich auch zu einer stark verminderten Verformung der Hornhautvorderfläche führen wird. Darüber hinaus wäre zu erwarten, daß bei einer tiefer gelegenen Blase der durch diese Art der Messung angezeigte Blasendurchmesser geringer ausfällt, als bei einer höher gelegenen Blase gleicher Größe. Mit einem solchen Ansatz müßte also mit einem von der Tiefenlage der Blase abhängigen Meßfehler gerechnet werden.

Aufgabenstellung

[0009] Die Genauigkeit, mit der Behandlungs-Laserstrahlung z.B. zur Fehlsichtigkeitskorrektur am Auge eines Patienten appliziert werden kann, hat natürlich direkte Auswirkung auf die Qualität des Ergebnisses, im genannten Beispiel auf die Qualität einer optischen Korrektur. Es ist deshalb Aufgabe der Erfindung, eine Vorrichtung zur Messung eines optischen Durchbruches zu schaffen, mit der eine gesteigerte Zielgenauigkeit der Wirkung einer Behandlungslaserstrahlung erreicht werden kann.

[0010] Diese Aufgabe wird mit einer Vorrichtung zur Messung eines optischen Durchbruches, der in einem Gewebe unterhalb einer Gewebeoberfläche von einer Behandlungs-Laserstrahlung ausgelöst wird, die eine laser-chirurgische Einrichtung in einem im Gewebe liegenden Behandlungsfokus bündelt, wobei die Vorrichtung einen Detektionsstrahlengang mit einer Optik aufweist, dadurch gelöst, daß die Optik aus dem Gewebe unterhalb der Gewebeoberfläche ausgehende Strahlung in den Detektionsstrahlengang einkoppelt, und dem Detektionsstrahlengang eine Detektoreinrichtung nachgeordnet ist, die ein Detektionssignal erzeugt, das räumliche Ausdehnung und/oder Lage des optischen Durchbruchs im Gewebe anzeigt. Die Aufgabe wird weiter gelöst mit einem Verfahren zur Messung eines optischen Durchbruchs, der in einem Gewebe unterhalb einer Gewebeoberfläche von Behandlungs-Laserstrahlung ausgelöst wird, wobei aus dem Gewebe unterhalb der Gewebeoberfläche ausgehende Strahlung detektiert und daraus ein Maß für räumliche Ausdehnung und/oder Lage des optischen Durchbruchs bestimmt wird.

[0011] Im erfindungsgemäßen Konzept wird also die räumliche Ausdehnung und/oder Lage des optischen Durchbruches detektiert und dazu Strahlung analysiert, die aus dem Gewebe selbst, d.h. unter der Gewebeoberfläche ausgeht, wobei unter dem Begriff „ausgeht" rückgestreute, reflektierte oder induzierte Strahlung im Gegensatz zu transmittierter Strahlung zusammengefaßt ist. Das erfindungsgemäße Verfahren sowie die erfindungsgemäße Vorrichtung eignen sich insbesondere für die Vermessung bei Behandlungen von transparentem bzw. halbtransparentem Gewebe, da in diesem Fall bis zu dreidimensionale Strukturinformationen gewonnen werden können. Damit ist die Erfindung besonders für die Überwachung mikrochirurgischer Operationen am Auge geeignet.

[0012] Das Detektionssignal kann zur Steuerung der Behandlungsstrahlung auf vielfältige Art und Weise verwendet werden. So kann zum einen ein die Ausdehnung eines optischen Durchbruches anzeigendes Detektionssignal zur Steuerung von Laserparametern, z. B. Strahlquerschnitt, Strahlungsintensität und/oder Pulsdauer eingesetzt werden. Dabei ist eine manuelle Einstellung durch einen Beobachter, dem das Detektionssignal dargeboten wird, ebenso denkbar, wie eine teilautomatische oder vollautomatische Regelung. Die Beeinflussung der Behandlungs-Laserstrahlung kann dabei Parameter beeinflussen, die den Strahl formen, wie auch Ablenkungsparameter, die den Strahl im Gewebe örtlich steuern. Bei einer Erfassung der räumlichen Ausdehnung des optischen Durchbruches kommt vordringlich eine Beeinflussung der die Strahleigenschaften steuernden Parameter in Frage, wogegen ein die Lage des optischen Durchbruchs im Gewebe anzeigendes Detektionssignal besonders für die Steuerung einer Ablenkeinrichtung geeignet ist und somit die Führung des Laserstrahls mittels einer Regelschleife ermöglicht.

[0013] Das von der Detektoreinrichtung erzeugte Detektionssignal kann vorzugsweise direkt zur Regelung der Behandlungs-Laserstrahlung verwendet werden. Dabei ist die Regelschleife unter Berücksichtigung des tatsächlich im Gewebe entstehenden bzw. wirkenden optischen Durchbruches geschlossen. Dies ist unmittelbarer, als die Verwendung von vor der Wechselwirkung mit dem Gewebe abgegriffenen Zwischenwerten. Durch Detektion der Strahlung aus dem Gewebe ist eine sehr viel genauere Regelung der Behandlungs-Laserstrahlung möglich, da der optische Durchbruch direkt erfaßt wird. Die im Stand der Technik bisher vorgeschlagene Abfühlung der Behandlungs-Laserstrahlungsparameter vor dem Eindringen in das Gewebe ist sehr viel indirekter, da die Wechselwirkung mit dem Gewebe unberücksichtigt bleibt, wohingegen der erfindungsgemäße Ansatz eine unmittelbare Regelung leistet.

[0014] Besonders bevorzugt für die Behandlungs-Laserstrahlung sind ultra-kurze Laserpulse mit Impulsdauern zwischen 1 fs und 100 ps im infraroten oder sichtbaren Spektralbereich (400 bis 1900 nm). Diese optische Strahlung kann Gewebe, insbesondere die transparenten Teile des Auges (Hornhaut, Linse, Glaskörper) durchdringen. Bei hohen Leistungsdichten, die nur im Fokuspunkt erreicht werden, lösen die Laserpulse nicht-lineare, optische Prozesse in Form von optischen Durchbrüchen aus, wie z.B. durch Mehrphotonenanregung oder Frequenzkonversion bedingt, wobei die erforderliche Leistungsdichte gewebespezifisch sein kann.

[0015] Die Erfindung ist insbesondere für das erwähnte zur Fehlsichtigkeitskorrektur vorgesehene

Operationsverfahren geeignet. Daneben kann die Erfindung auch für andere ophtamologische oder sonstige chirurgische Eingriffe verwendet werden. Dazu gehören Schnitte für die refraktive Augenchirurgie oder zur Entfernung von eingeschlossenen Fremdkörpern, Schnitte in der Hornhaut, Schnitte im Glaskörper des Auges, in der Linse oder der Sklera. Ebenso sind lokalisierte laserinduzierte Gewebeveränderungen ohne Schnittwirkungen denkbar, die Trübungen oder Verhärtungen der Hornhaut verringern. Aber auch andere Gewebe sind für Infrarotstrahlung transparent, beispielsweise die Dermis. Bei entsprechender Wahl der Wellenlänge der Behandlungs-Laserstrahlung sind auch in diesen Geweben Diagnosen und Behandlungen möglich. Auch für eine in vitro Gewebebearbeitung ist die Erfindung geeignet. So können beispielsweise in einem extrahierten Gewebestück histologische Untersuchungen durchgeführt werden. Der Behandlungs-Laserstrahl kann zur Ausführung eines histologischen Schnittes in eine gegebenenfalls zuvor vermessene Geweberegion benutzt werden. Die Schnitteigenschaften der ultrakurzen Laserpulse wirken sich dabei vorteilhaft auf die Qualität der Schnittfläche auf; kollaterale Gewebeschäden sind weitgehend ausgeschlossen.

[0016] Jeder optische Durchbruch wirkt sich auf das Gewebe aus. In den meisten Fällen bildet sich zumindest kurzzeitig ein optisches Streuzentrum, z.B. in Form einer Plasmablase. Es ist deshalb bevorzugt, daß die räumliche Ausdehnung und/oder Lage von durch den optischen Durchbruch erzeugten Streuzentren bestimmt wird.

[0017] Die aus dem Gewebe ausgehende Strahlung kann in einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung rückgestreute Strahlung sein, die aus einer Beleuchtungsstrahlungsquelle stammt. Es ist deshalb eine Weiterbildung der Vorrichtung mit einer Beleuchtungsstrahlungsquelle, die Beleuchtungsstrahlung in das Gewebe einkoppelt, bevorzugt. Im erfindungsgemäßen Verfahren wird dann vorteilhafterweise Beobachtungsstrahlung in das Gewebe eingestrahlt und in Form von Rückstrahlung aus dem Gewebe ausgehende Strahlung ausgewertet. Beleuchtungsstrahlung und Behandlungsstrahlung können aus ein- und derselben Strahlungsquelle abgeleitet werden, z.B. durch Einsatz eines einschaltbaren Energieminderers.

[0018] Alternativ zu extern eingekoppelter Beleuchtung können auch durch den optischen Durchbruch selbst erzeugte Strahlung oder rückgestreute Anteile der Behandlungs-Laserstrahlung für die Detektion verwendet werden.

[0019] Eine für die Führung des Laserstrahls bei der erwähnten Operationsmethode geeignete Detektion der Lage des optischen Durchbruchs erfordert eine Genauigkeit, die durch eine gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur vorgegeben ist. Je nach optischer Anwendung kann ein Dickenunterschied zwischen Mitte und Rand eines zu isolierenden Volumens von etwa 12 µm eine Brechkraftveränderung der Hornhaut von einer Dioptrie bewirken. Eine entsprechend exakte räumliche Vermessung der Lage des optischen Durchbruchs ist deshalb insbesondere für ophtalmologische Operationsanwendungen von großem Vorteil.

[0020] In einer ersten Ausführungsform der Erfindung findet eine interferometrische Detektion der aus dem Gewebe ausgehenden Strahlung statt, und die Vorrichtung weist eine Beleuchtungsstrahlungsquelle auf, die zusammen mit dem Detektionsstrahlengang Teil eines Interferometeraufbaus ist. Zweckmäßigerweise wird rückgestreute Strahlung detektiert und die Information über den optischen Durchbruch, der von der Behandlungs-Laserstrahlung im Gewebe erzeugt wird, insbesondere die Lokalisierung des optischen Durchbruchs in Bezug auf angrenzende Gewebeschichten, wird aus dem vom Ort des Fokus der Beleuchtungsstrahlung rückgestreuten Strahlung gewonnen. Die Menge an rückgestreuter Strahlung trägt Informationen über Brechzahlsprünge, die sowohl an der Grenzschicht verschiedener Gewebearten (z.B. zwischen Stroma und Bowman'scher Membran einer Hornhaut) als auch am Ort des optischen Durchbruchs sowohl unterhalb als auch oberhalb der Schwelle zur Photodistruption und -ablation auftreten.

[0021] Ein solcher Interferometeraufbau kann beispielsweise in einer besonders zweckmäßigen Ausgestaltung als optischer Kohärenztomograph ausgebildet werden, der aus dem Gewebe ausgehende Strahlung, z.B. rückreflektierte oder gestreute Beleuchtungsstrahlung, in geeigneter Form räumlich filtert. Die räumliche Filterung erfolgt dabei derart, daß der optische Durchbruch mit ausreichender Genauigkeit lokalisiert wird. Wird die Beleuchtungsstrahlung entlang einer optischen Achse eingestrahlt, kann die räumliche Filterung lateral, d.h. senkrecht zur optischen Achse durch eine geeignete Fokussierung der Beleuchtungsstrahlung erreicht werden. Die Fokuslage der Beleuchtungsstrahlung legt dann in lateraler Richtung das Meßvolumen fest, in dem ein optischer Durchbruch detektiert bzw. vermessen wird. In axialer Richtung kann bei einem optischen Kohärenztomographen die Lokalisierung des Meßvolumens durch eine kurze zeitliche Kohärenz der Beleuchtungsstrahlung erreicht werden. Interferenz tritt dann nur bei Rückstreuung aus dem Meßvolumen auf, und das Vorliegen einer Interferenz zeigt dann, daß Strahlung aus einer bekannten Tiefe innerhalb des Gewebes rückgestreut wurde. Da der optische Durchbruch, wie bereits erwähnt, mit dem Entstehen einer Photodisruptions- oder Plasmablase einhergeht und Gewebeschichten trennt, ist der optische Durchbruch durch eine lokal signifikant gesteigerte Rückstreuung von Beleuchtungsstrahlung gekennzeichnet. Es wird also bevorzugt aus dem Auftreten einer Interferenz die Lage der Rückstreuung der aus dem Gebiet des optischen Durchbruches ausgehenden Strahlung auf der optischen Achse der Detektion bestimmt.

[0022] Es ist diesbezüglich bevorzugt, daß der Interferometeraufbau einen Meßarm und einen verstellbaren Referenzarm aufweist. Die Kohärenzlänge der Beleuchtungsstrahlung bestimmt die Auflösung in axialer Richtung, da Interferenz nur auftritt, wenn Länge von Meßarm und Referenzarm sich um weniger als die Kohärenzlänge der Beleuchtungsstrahlung unterscheiden. In Kombination mit der lateralen Diskriminierung durch die Fokussierung der Beleuchtungsstrahlung ist in summa eine dreidimensionale örtliche Detektion des optischen Durchbruches bewirkt mit dem Durchmesser der Fokussierung die laterale Auflösung und der Kohärenzlänge der Beleuchtungsstrahlung die Tiefenauflösung festlegend.

[0023] Um nun ein größeres Gebiet auf optische Durchbrüche abzutasten, ist es zweckmäßig, daß die Beleuchtungsstrahlungsquelle die Beleuchtungsstrahlung in einem im Gewebe gelegenen Beleuchtungsfokus bündelt, dessen Lage zur Erzeugung des Detektionssignals verstellbar ist. Die Verstellung erfolgt dabei vorteilhafterweise bezogen auf die Lage des Fokusses der Behandlungs-Laserstrahlung. Um ein möglichst einfach aufgebautes und kompaktes Gerät zu erreichen, ist es zu bevorzugen, daß die Behandlungs-Laserstrahlung und die Beleuchtungsstrahlung von derselben Optik auf das zu behandelnde Gewebe, beispielsweise auf die Hornhaut eines Auges, gerichtet werden. Dies wird man in der Regel dadurch erreichen, daß Beleuchtungsstrahlung und Behandlungs-Laserstrahlung über eine optische Koppeleinheit zusammengeführt werden, beispielsweise über einen Strahlteiler. Die dann von beiden Strahlen gemeinsam passierte Fokussieroptik erzeugt dann einen Fokus, der lateral und je nach Strahldivergenz vor der Zusammenführung auch axial etwa am selben Ort liegt.

[0024] Eine eigenständige laterale Verschiebung der Beleuchtungsstrahlung gegenüber der Behandlungs-Laserstrahlung kann erreicht werden, wenn vor der Zusammenführung eine verstellbare Ablenkeinrichtung, beispielsweise ein Scanner vorgesehen ist. Die Fokuslage der Beleuchtungsstrahlung kann in axialer Richtung durch Anpassung der Divergenz der Beleuchtungsstrahlung vor der Zusammenführung mit der Behandlungs-Laserstrahlung verstellt werden. Analog kann durch geeignete Vorkonditionierung des Durchmessers des Strahls der Beleuchtungsstrahlung die Fokusgröße gegenüber der Behandlungs-Laserstrahlung verändert werden.

[0025] Es ist deshalb diesbezüglich bevorzugt, daß die Beleuchtungsstrahlung in einen Lichtweg der Behandlungs-Laserstrahlung eingekoppelt ist, wobei eine verstellbare Optik verwendet ist, mit der die Divergenz der Beleuchtungsstrahlung ohne Veränderung der Divergenz der Behandlungs-Laserstrahlung veränderbar ist.

[0026] Die Beobachtung des optischen Durchbruchs erfolgt bei einem optischen Kohärenztomographen bevorzugt durch eine axiale Verstellung der räumlichen Selektion der rückgestreuten Strahlung unter Einschluß des Ortes des optischen Durchbruchs. Dadurch kann sowohl die axiale Ausdehnung des optischen Durchbruchs als auch dessen Lage beobachtet werden und das Detektionssignal gewonnen werden. Die beim optischen Kohärenztomographen erfolgende Heterodyndetektion der rückgestreuten Strahlung verwendet vorzugsweise eine Beleuchtungsstrahlung mit möglichst großer Bandbreite, bevorzugt um eine mittlere Wellenlänge von 850 nm. Die Bandbreite ist umgekehrt proportional zur Kohärenzlänge der Beobachtungsstrahlung, die in der Heterodyndetektion die axiale Auflösung des optischen Kohärenztomographen mitbestimmt. Durch die Verwendung verschiedener Wellenlängen von Beleuchtungsstrahlung und Behandlungs-Laserstrahlung kann eine Überlagerung und Trennung der beiden Strahlengänge mit dichroitischen Strahlteilern einfach erfolgen.

[0027] Für die Realisierung der erwähnten axialen Verschiebung des Fokusses gibt es prinzipiell zwei Möglichkeiten:

a) Ist der Fokusdurchmesser der Beleuchtungsstrahlung größer als der des Behandlungs-Laserstrahls, kann ein Abtasten durch ein geeignetes Verstimmen des Interferometer, z. B. durch Verstellen des Meßarmes erreicht werden. Die axiale Auflösung ist dann hauptsächlich durch die Kohärenzlänge der Beleuchtungsstrahlung bestimmt und liegt typischerweise in der Größenordnung von 10 μm. Der Verstimmbereich legt den Meßbereich axial fest.

b) Ist der Fokusdurchmesser der Beleuchtungsstrahlung und der Behandlungs-Laserstrahlung in ähnlicher Größe, setzt ein axiales Abtasten eine synchrone Verstimmung des Interferometers und der Fokuslage voraus. Letzteres kann mittels der verstellbaren Optik, mit der die Diverengenz der Beleuchtungsstrahlung ohne Veränderung der Divergenz der Behandlungs-Laserstrahlung veränderbar ist, vor der Zusammenführung von Beleuchtungsstrahlung und Behandlungs-Laserstrahlung erfolgen. Die axiale Auflösung der Detektion des optischen Durchbruchs ist dann sowohl von der Tiefenschärfe der durch die Heterodyndetektion inhärent konfokalen optischen Abbildung als auch von der Kohärenzlänge der Beleuchtungsstrahlung abhängig und liegt unter der erwähnten Auflösung für Fall a).

[0028] Die im Fall b) erreichte höhere Auflösung kommt natürlich auch einer lateralen Abtastung des Gebietes, in dem der optische Durchbruch erwartet bzw. erzeugt wird, zugute. Andererseits ist dann eine erhöhte Verstellgeschwindigkeit erforderlich, um ein Gebiet bestimmter Größe in gleicher Zeit abzutasten.

[0029] Eine weitere Möglichkeit zur räumlichen Selektion der aus dem Gewebe ausgehenden Strahlung, aus der das Detektionssignal gewonnen wird, ist die Verwendung einer konfokalen Abbildung. Es ist deshalb in einer zweiten Ausführungsform der Er-

findung bevorzugt, daß die Detektoreinrichtung die aus dem Gewebe ausgehende Strahlung mittels einer konfokalen Abbildung erfaßt, wobei bevorzugt die räumliche Ausdehnung des optischen Durchbruches durch Verstellen des Fokusses der konfokalen Abbildung bestimmt werden kann. Die Vorrichtung ist dann ähnlich einem Laserscanningmikroskop, das nach dem Auflichtverfahren in Reflexion arbeitet, aufgebaut.

[0030] Das konfokale Prinzip gestattet es, ein bestimmtes Volumenelement im Gewebe auf den Detektor abzubilden und Strahlung aus dem Gewebe, die von Volumenelementen abseits des bestimmten Volumenelementes ausgeht, zu unterdrücken. Insbesondere erfolgt eine starke Unterdrückung von Strahlung aus tieferen oder höheren Ebenen. Durch die Konfokalitätsbedingung zwischen dem abgefühlten Volumenelement und der üblicherweise durch ein Pinhole-Objektiv erfolgenden Abbildung auf den Detektor ist bei entsprechender chromatischer Korrektur sichergestellt, daß Strahlung gleich welcher Wellenlänge auf dem Detektor landet, sofern sie nur aus dem ausgewählten Volumenelement stammt.

[0031] Die konfokal detektierte Strahlung kann entweder aus dem optischen Durchbruch selbst stammen, beispielsweise rückgestreute Behandlungs-Laserstrahlung sein, oder rückgestreute Beleuchtungsstrahlung. Letztere kann besonders vorteilhaft mittels eines dichroitischen Strahlteilers in den Strahlengang des Behandlungslaserstrahls eingebracht werden. Eine axiale Verschiebung des ausgewählten Volumenelementes kann dabei durch eine Fokusverstellung in der konfokalen Abbildung erfolgen, wie dies auch von Laserscanning-Mikroskopen bekannt ist. Es ist deshalb bevorzugt, daß die Detektoreinrichtung das Detektionssignal erzeugt, indem sie den Fokus der konfokalen Abbildung verstellt, vorzugsweise entlang der Strahlrichtung der Behandlungs-Laserstrahlung. Dies kann beispielsweise durch die bereits für die erste Ausführungsform erwähnte verstellbare Optik erreicht werden, die die Divergenz der Beleuchtungsstrahlung ohne Veränderung der Divergenz der Behandlungs-Laserstrahlung verändert. Mit dieser Bauweise ist ein kompakter Aufbau erreicht, da Behandlungs-Laserstrahlung und Beleuchtungsstrahlung über eine gemeinsame Optik in das Gewebe gebündelt werden.

[0032] Da die axiale Auflösung bei einer konfokalen Detektion untrennbar mit der Größe des Fokus-Spots verknüpft ist, muß man, um eine hohe Auflösung zu erreichen, die Beleuchtungsstrahlung möglichst eng im Gewebe bündeln. Für eine axiale Auflösung von ca. 10 µm ist ein Fokusdurchmesser von ca. 3 µm erforderlich. Dies kann durch geeignete Ausleuchtung des die Strahlung in das Gewebe fokussierenden Objektivs relativ unabhängig von der Fokussierung der Behandlungs-Laserstrahlung erreicht werden.

[0033] Die Abtastung in lateraler Richtung kann bei einer konfokalen Detektion auf bekannte Weise durch entsprechendes Ablenken des Beleuchtungsstrahls bzw. des Fokusses in lateraler Richtung, d.h. quer zur optischen Achse erfolgen.

[0034] In einer dritten Ausführungsform der Erfindung kann auf die axiale Verstellung des bei der konfokalen Detektion ausgewählten Volumenelements weitgehend verzichtet werden. Dazu wird das Grundprinzip der konfokalen Detektion so abgewandelt, daß nun in der konfokalen Abbildung ein dispersives Element, beispielsweise eine gezielt mit einer bestimmten Dispersion ausgestatteten Optik verwendet wird. Geht vom ausgewählten Volumenelement nun weißes Licht aus, d.h. Strahlung die aus verschiedenen Spektralanteilen, beispielsweise rotes, grünes oder blaues Licht, zusammengesetzt ist, werden bestimmte Spektralanteile nur aus einer bestimmten Tiefe der Probe durch die Optik genau in das Pinhole fokussiert und damit auf dem Detektor abgebildet. Kurzwelligere Anteile (beispielsweise blaues Licht) haben für ein bestimmtes Volumenelement dann einen Fokus auf der optischen Achse zwischen Pinhole und Pinhole-Optik. Sie divergieren damit wieder, bis sie zum Detektor gelangen, so daß nur ein kleiner Teil der Strahlung dieses Spektralanteils durch das Pinhole und zum Detektor gelangen kann. Folglich werden diese Anteile sehr effektiv unterdrückt. Gleiches gilt für langwelligere Anteile (z.B. rotes Licht), da der ihnen zugeordnete Fokus hinter dem Pinhole liegt, die Strahlen aber vorher durch das Pinhole abgeblockt werden. Nur ein bestimmter mittlerer Spektralanteil (beispielsweise grünes Licht) wird aus dem weiß abstrahlenden Volumenelement durch die Optik durch das Pinhole abgebildet.

[0035] Ein weiteres weiß abstrahlendes Volumenelement, welches sich zwischen dem gerade betrachteten Volumenelement und der Optik auf der optischen Achse befindet, kann dagegen kurzwelligere Strahlungsanteile in einen im Pinhole liegenden Fokus leiten. Entsprechendes gilt für ein Volumenelement, welches sich von der Optik aus gesehen hinter dem zuerst betrachteten Volumenelement befindet. Von dort werden nur die langwelligen Anteile genau auf das Pinhole fokussiert und können detektiert werden.

[0036] Bei weiß abstrahlenden oder rückstreuenden optischen Durchbrüchen kodiert bei der dritten Ausführungsform folglich die spektrale Zusammensetzung der detektierten Strahlung eine Information über die Tiefe, aus der die Strahlung mit dem jeweiligen Spektralanteil stammt. Das dispersive Element bewirkt eine Fokusverschiebung zwischen bestimmten Spektralanteilen der detektierten Strahlung, die der gewünschten axialen Auflösung entspricht. Es ist deshalb für diese Ausführungsform bevorzugt, den Detektor zur Aufnahme der Strahlung hinter dem Pinhole spektral selektiv bzw. auflösend auszubilden, beispielsweise als mehrkanaliges Spektrometer. Dabei kann das Spektrometer im einfachsten Fall nur zwei oder drei Kanäle aufweisen.

[0037] Die Kanäle des Spektrometers werden dann ausgelesen und ausgewertet, und aus der relativen

Höhe der einzelnen Signale zueinander kann die Lage des die Strahlung streuenden oder emittierenden Volumenelementes auf der optischen Achse bestimmt werden. Darüber hinaus kann vorteilhafterweise auch die Größe eines strahlenden Volumenelementes ermittelt werden. Liegt ein sehr kleines strahlendes Volumenelement vor, so registriert jeweils nur ein Kanal des mehrkanaligen Spektrometers ein deutliches Signal, im Übergangsbereich, d.h. bei einer mittleren Größe, auch zwei Kanäle, niemals aber alle drei Spektralkanäle. Liegt dagegen ein sehr großes strahlendes Volumenelement vor, so wird das Spektrometer in mehreren, beispielsweise in allen drei Kanälen, in etwa eine gleiche Signalintensität anzeigen. Die Breite der mit dem Spektrometer detektierten spektralen Verteilung gibt also ein Maß für die Größe des Volumenelementes an, wobei die Größe entlang der optischen Achse ausschlaggebend ist.

[0038] Eine mögliche Ausgestaltung der dritten Ausführungsform bezieht sich auf die Art der im Detektionsstrahlengang analysierten Strahlung. Hier sind verschiedene Alternativen gegeben. Zum einen kann eine direkte Abstrahlung einer durch einen optischen Durchbruch erzeugten Plasmablase genutzt werden, da das Plasma während des Distruptionsvorgang Strahlung in einem breiten Spektrum emittiert. Alternativ kann auf die bereits erwähnte externe Beleuchtung zurückgegriffen werden, wozu beispielsweise eine Weißlicht-LED, ein Glühemitter, ein geeignet breitbandiger Laser oder eine Superlumineszenzdiode Verwendung finden kann.

[0039] In einer besonders einfach zu realisierenden Ausgestaltung können mehrere eigenständig ansteuerbare Strahlungsquellen mit voneinander unterschiedlich spektralen Eigenschaften verwendet werden, beispielsweise rote, grüne und blaue LED. Diese einzelnen, spektral verschiedenen Strahlungsquellen werden dann sequentiell betrieben, so daß der Detektor kein spektrales Auflösungsvermögen mehr haben muß. Die Informationen für die einzelnen Farbkanäle werden zeitsequentiell gewonnen, so daß die Auswertung wie bereits oben erwähnt verläuft. Es ist deshalb bevorzugt, daß die Beleuchtungs-Strahlenquelle mehrere, einzeln betätigbare Teilstrahlungsquellen mit unterschiedlichen spektralen Eigenschaften aufweist, so daß die spektral selektive Erfassung durch sequentielle Betätigung der Teilstrahlungsquellen bewirkbar ist. Es wird spektral unterschiedliche Beleuchtungsstrahlung sequentiell eingestrahlt und die Aufnahme der aus dem Gewebe ausgehenden Strahlung erfolgt wiederum sequentiell, so daß die entsprechende spektrale Zuordnung erreicht ist.

[0040] In den geschilderten Ausführungsformen, in denen Detektionsstrahlengang und Beleuchtungs-Strahlengang im wesentlichen auf einer gemeinsamen optischen Achse einfallen, ist zwar ein sehr kompakt bauendes Gerät erreichbar, jedoch kann mitunter eine an und für sich wünschenswerte Information über Strukturen, die auf der optischen Achse hinter dem optischen Durchbruch liegen, nur sehr schwer erhalten werden, da der optische Durchbruch für Strahlung aus dahinterliegenden Gewebeabschnitten meist eine abschattende Wirkung hat. Für Anwendungen, in denen auch eine optische Detektion in Gewebebereichen erfolgen sollen, die von der Vorrichtung aus gesehen hinter dem optischen Durchbruch liegen, ist es deshalb zweckmäßig, daß der Detektionsstrahlengang eine optische Achse aufweist, die schräg zu einer optischen Achse der Behandlungs-Laserstrahlung oder einer Beleuchtungsstrahlung liegt. Die ausgehende Strahlung wird also entlang einer optischen Achse detektiert, welche schräg zu einer optischen Achse liegt, entlang der die Behandlungs-Laserstrahlung oder eine Beobachtungsstrahlung in das Gewebe eingestrahlt wird. Dieser Ansatz erlaubt es beispielsweise die Dicke einer Hornhaut gleichzeitig mit der Erfassung des optischen Durchbruches zu bestimmen. Die Dickenbestimmung ermöglicht wiederum eine einfache Skalierung der Abmessung des optischen Durchbruches, beispielsweise eines Plasmablasendurchmessers da die Hornhautdicke ein gut bekanntes und insbesondere vor ophtalmologischen Eingriffen in der Regel exakt vermessenes Maß liefert. Damit ist auch zusätzlich eine automatische Kalibrierung zur Vermessung des optischen Durchbruches erreicht.

[0041] Die schräge Einstrahlung zur optischen Achse der Behandlungs-Laserstrahlung kommt für alle eingangs erwähnten Ausführungsformen der Erfindung in Frage. Sie bietet sich aber auch insbesondere für eine weitere, vierte Ausführungsform an, die das von Spaltlampen bekannte Prinzip weiterentwickelt. Mittels einer Spaltoptik kann eine Spaltbeleuchtung schräg zur optischen Achse eines Beobachtungsstrahlenganges eingestrahlt werden, beispielsweise in die Hornhaut. Die Schnittpunkte von Beobachtungsstrahlengang und Spaltbeleuchtung stellen einen Streulichtkanal dar, aus dem von der Spaltbeleuchtung stammende, im untersuchten Gewebe gestreute Strahlung in den Beobachtungsstrahlengang gelangen kann. Verschwenkt oder verschiebt man nun die optischen Achsen von Spaltbeleuchtung und Beobachtungsstrahlengang gegeneinander, so wandert der den Streulichtkanal bildende Schnittpunkt im untersuchten Gewebe. Beispielsweise kann eine Verschiebung von der Hornhauthinterfläche bis zur Hornhautvorderfläche vorgenommen werden. Ein dabei aufgenommenes Intensitätsprofil zeigt dann nicht nur optische Durchbrüche, die Streuzentren bilden, sondern auch die Hornhauthinter- und -vorderfläche. Der bekannte Abstand dieser beiden Flächen skaliert dann die Größe des detektierten Streulichtzentrums, mithin des optischen Durchbruches; es ist also eine Art „Auto-Kalibration" gegeben.

[0042] Es ist deshalb für eine vierte Ausführungsform der Erfindung bevorzugt, daß die Lage der optischen Achse des Detektionsstrahlengangs gegenüber der Lage der optischen Achse der Behandlungs-Laserstrahlung oder der Beleuchtungsstrah-

lung verstellbar ist. Durch die Verstellung der Lage zwischen optischer Achse von Detektion und Einstrahlung kann Information über die räumliche Ausdehnung des optischen Durchbruches bzw. der dadurch induzierten Wechselwirkung gewonnen werden.

[0043] Die schräge Lage von Beleuchtungsstrahlengang bzw. Behandlungs-Laserstrahlengang und Detektionsstrahlengang zueinander kann in verschiedensten Abwandlungen eingesetzt werden, um die Lage und/oder Ausdehnung der optischen Durchbrüche zu ermitteln. So ist es möglich, daß die optischen Achsen von Beobachtungsstrahlengang und Beleuchtungsstrahlengang unabhängig von dem Behandlungsstrahlengang schräg zueinander liegen und gegeneinander verstellbar sind. Alternativ kann auch der Behandlungsstrahlengang mit dem Beobachtungsstrahlengang über einen Strahlteiler vereinigt werden.

[0044] Die Verstellbarkeit der Lage von Beobachtungsstrahlengang und Beleuchtungsstrahlengang ist mechanisch auf beliebig geeignetem Wege erreichbar. Besonders einfach ist sie auszuführen, wenn ein verstellbares Leuchtfeld eingesetzt wird, wie es aus der DE 198 12 050 A1 bekannt ist. Dann kann durch die Leuchtfeldverstellung, die beispielsweise mit einem digitalen Spiegelarray bewirkt wird, auf einfache Weise ohne aufwendige mechanische Baugruppen die gewünschte Verstellung erreicht werden.

[0045] Eine Verstellung der optischen Achsen ist entbehrlich, wenn der Beobachtungsstrahlengang ein zumindest streifen- oder linienförmiges Bild des Streulichtkanales aufnimmt. Während bei der Variante mit verstellbaren optischen Achsen keine Abbildung auf einen bildgebenden Detektor erforderlich war, ist bei fest zueinander liegenden optischen Achsen von Beleuchtungsstrahlengang und Beobachtungsstrahlengang ein Bildaufnehmer erforderlich. Diese Variante ist besonders vorteilhaft, wenn der Beleuchtungsstrahlengang mit dem Behandlungs-Laserstrahl vereinigt und gemeinsam abgelenkt wird, um optische Durchbrüche an unterschiedlichen Stellen des Gewebes zu erzeugen. Die Beleuchtungsstrahlung und die optischen Durchbrüche sind bei dieser Ausgestaltung immer koaxial. Die Tiefeninformation wird durch die schräge Abbildung auf den Bildaufnehmer erreicht.

[0046] In einer vereinfachten Variante der vierten Ausführungsform wird auf einen Beleuchtungsstrahlengang völlig verzichtet. Statt dessen wird die im optischen Durchbruch direkt entstehende Strahlung im Detektionsstrahlengang analysiert. Auch die Rückstreuung von Behandlungslaserstrahlung trägt zur Erzeugung des Detektionssignals bei. Die Beobachtung erfolgt wiederum schräg mit einem Bildaufnehmer, um die erforderliche Tiefeninformation über die Lage des optischen Durchbruches zu erhalten.

[0047] In einer Variante der vierten Ausführungsform, die eine besonders universelle Messung ermöglicht, erfolgt eine scannende Ablenkung quer zur optischen Achse der Beleuchtungsstrahlung. Dies ist vorzugsweise unabhängig vom Beobachtungsstrahlengang, der einen Bildaufnehmer speist. Auch hier gewährleistet die gegenüber der Beleuchtung schräge Beobachtung, daß die erforderliche Tiefeninformation erhalten wird.

[0048] Eine solche Scanvorrichtung ist für die erfindungsgemäße Vorrichtung allgemein nützlich und immer dann vorteilhaft, wenn ein um einen zu erwartenden optischen Durchbruch liegendes Gebiet abgescannt werden soll. Es ist deshalb bevorzugt, daß eine Scanvorrichtung zum Abscannen des Gewebes verwendet wird.

[0049] Mit einer fünften Ausführungsform der Erfindung kann ein Gewebe sowohl diagnostiziert als auch dreidimensional vermessen und bei einem zur Behandlung vorgesehenen Gewebe auch behandelt werden. Dazu ist vorgesehen, ein Verfahren zur Vermessung eines transparenten oder halbtransparenten Gewebes, wobei eine Beleuchtungs-Laserstrahlung in einem Fokuspunkt im Gewebe fokussiert und die Lage des Fokuspunktes im Gewebe verändert wird, wozu eine veränderliche Ablenkung der Beleuchtungs-Laserstrahlung vorgenommen wird, und wobei durch die Fokussierung induzierte, gewebespezifische Signale detektiert und Meßpunkten zugeordnet werden, deren Ort im Gewebe jeweils durch die bestimmte Lage des Fokuspunktes definiert ist, und wobei Meßpunkte herausgefiltert und dadurch Lagen von Grenzschichten und/oder Einschlüssen im Gewebe bestimmt werden.

[0050] Dieses Verfahren kann besonders vorteilhaft realisiert werden mit einer Vorrichtung zur Vermessung eines transparenten oder halbtransparenten Gewebes, mit einer Laserstrahlungsquelle, einer Ablenkeinrichtung, einer Fokussiereinrichtung und einer Detektoreinrichtung sowie einer Steuereinrichtung, welche die Laserstrahlungsquelle, die Ablenkeinrichtung und die Fokussiereinrichtung so ansteuert, daß von der Laserstrahlungsquelle abgegebene Beleuchtungs-Laserstrahlung von der Ablenkeinrichtung und der Fokussiereinrichtung nacheinander in mehrere Fokuspunkte innerhalb des Gewebes fokussiert wird, wobei die Detektoreinrichtung durch die Fokussierung induzierte, gewebespezifische Signale an die Steuereinrichtung abgibt und die Steuereinrichtung die Signale Meßpunkten zuordnet, deren Ort im Gewebe jeweils durch die Lage des Fokuspunktes definiert ist, und Meßpunkte herausfiltert und dadurch Lagen von Grenzschichten und/oder Einschlüssen im Gewebe bestimmt.

[0051] Die herausgefilterten Meßpunkte können besonders vorteilhaft verwendet werden, um Zielpunkte für eine nachfolgende Behandlung des Gewebes mittels im Gewebe fokussierter Behandlungslaserstrahlung zu erzeugen. Es ist dabei von Vorteil, daß durch Abrastern eines zusammenhängenden dreidimensionalen Bereiches im Gewebe ein vollständiges Volumenmodell entstehen kann und insbesondere die

Lage von Grenzschichten und Einschlüssen bekannt ist. Abhängig vom konkreten Einzelfall genügt es mitunter aber auch, das Gewebe nur zweidimensional oder sogar eindimensional abzutasten, um notwendige Informationen zur Erzeugung von Zielpunkten für die Einwirkung von Behandlungs-Laserstrahlen zu gewinnen. Durch die Lageinformation der gefilterten Meßpunkte liegt in der Steuereinrichtung dann ein optimales Meßregime zum Fokussieren der Zielpunkte vor. Der Behandlungslaserstrahl kann dann auf einer vorteilhaften Linie zwischen den Zielpunkten in kurzer Zeit bewegt werden. Auch kann dadurch effektiv vermieden werden, Gewebe, auf das nicht eingewirkt werden soll, zu verletzen; dennoch kann eine zu behandelnde Stelle sehr dicht an sensiblen Gewebeteilen liegen, da die Meßpunkte eine genaue Analyse erlauben. Hinsichtlich der Lage der Meßpunkte zu den Zielpunkten kann es im Interesse einer schnellen Vermessung des Gewebes vorteilhaft sein, die Meßpunkte in einem anderen Abstand zu wählen, als die Zielpunkte, beispielsweise in größeren Abstand. Zielpunkte werden dann auch zwischen Meßpunkte gelegt, da es dann von Vorteil ist, mehr Zielpunkte anzufokussieren, als Meßpunkte erfaßt wurden.

[0052] Da die Lokalisierung des Fokusses der Beleuchtungs-Laserstrahlung in den Meßpunkten über geeignete Ansteuerung der Fokussiereinrichtung (Lage des Meßpunktes in der Tiefe des Gewebes) und der Ablenkeinrichtung (laterale Lage des Meßpunktes) erfolgt, kann jedem Meßpunkt eine eindeutige Stellung der Fokussiereinrichtung und der Ablenkeinrichtung zugeordnet werden. Die örtliche Lage des Zielpunktes ist damit ebenfalls durch geeignete Parameter von Fokussiereinrichtung und Ablenkeinrichtung definiert. Um hier eine hohe Genauigkeit zu erreichen, ist es vorteilhaft, eine Toleranzkette, die bei der Verwendung zweier getrennter Systeme mitunter unvermeidbar ist, auszuschließen, indem die Behandlungs-Laserstrahlung mittels derselben optischen Mittel im Gewebe örtlich verändert wird, mit denen auch die Lage des Fokuspunktes der Beleuchtungs-Laserstrahlung beeinflußt wird. Die damit erreichbare absolute Genauigkeit der Plazierung des Fokusses der Behandlungs-Laserstrahlung eröffnet Anwendungen, die bisher wegen der Gefahr, dicht benachbartes sensibles Gewebe ungewollt zu beeinflussen, nicht möglich waren.

[0053] Es ist deshalb bevorzugt, daß die in das Gewebe fokussierte Behandlungs-Laserstrahlung auch als Meßstrahlenbündel wirkt, wobei es über dieselbe Ablenkeinrichtung und dieselbe Fokussiereinrichtung geformt und geführt wird. Die Vermessung und Diagnose sowie die Behandlung wird dann mit ein und demselben Laserstrahlbündel durchgeführt, das von derselben Laserstrahlungsquelle kommend und über dieselben optischen Mittel in das Gewebe fokussiert wird. Dadurch wird erreicht, daß erfaßte Meßpunkte bezüglich der optischen Durchbrüche und Sollzielpunkte auf denselben Referenzpunkt bezogen sind, wie die Zielpunkte. Für die Messung ist die Leistung der Behandlungs-Laserstrahlung reduziert, z.B. durch optische Mittel, so daß sie in ihrem Fokus laserinduzierte Signale bewirkt, die eine Messung ermöglichen, das Gewebe jedoch nicht verändern. Es ist diesbezüglich vorteilhaft, einen Energieminderer vorzusehen, der in den Strahlengang des Behandlungs-Laserstrahls geschaltet werden kann und die Energie der in das Gewebe fokusierten Behandlungs-Laserstrahlung so reduziert, daß keine irreversible Veränderung im Gewebe stattfindet, jedoch ein vom Gewebezustand oder der Gewebeart abhängiges induziertes Signal bewirkt wird, das im Detektionsstrahlengang entsprechend detektiert wird. Die vermessenen Punkte müssen dabei nicht identisch mit denjenigen Punkten sein, in denen ein optischer Durchbruch erzeugt wird, jedoch haben in dieser fünften Ausführungsform all diese Punkte einen gemeinsamen Referenzpunkt, da sie von ein und demselben Strahlengang aus ein und derselben Strahlungsquelle stammend erzeugt werden. Eine Toleranzkette, wie sie sich womöglich bei der Verwendung getrennter Systeme ergibt, ist ausgeschlossen.

[0054] Für die Messung wird die Energie der Behandlungs-Laserstrahlung, beispielsweise die Energie der einzelnen Laserpulse, mittels des Energieminderers so weit reduziert, daß im Fokuspunkt keine irreversiblen Veränderungen am Gewebe mehr hervorgerufen werden. Alternativ kann auch die Eigenschaft einer gepulsten Behandlungs-Laserstrahlquelle ausgenutzt werden, zwischen den einzelnen Laserpulsen Hintergrundstrahlung mit stark reduzierter Leistung abzugeben. Diese Hintergrundstrahlung kann für die Messung verwendet werden, und ein Energieminderer entfällt.

[0055] Die im Detektionsstrahlengang detektierten Signale sind Meßpunkten zugeordnet, die jeweils durch die bestimmte Stellung des Detektionsstrahlenganges, beispielsweise durch die bestimmte Stellung einer Fokussiereinrichtung und/oder einer Ablenkeinrichtung definiert sind. Diese Signale können in einem Speicher abgelegt und in einem nachgelegten Komparator mit einem Schwellwert verglichen werden, der unveränderlich oder von der Lage der einzelnen Meßpunkte abhängig gewählt sein kann. Dadurch ist es möglich, all diejenigen Meßpunkte zu bestimmen, für die eine Behandlung vorzusehen ist. Die entsprechenden Lageinformationen werden an eine Steuereinrichtung weitergeleitet, die einen entsprechenden Ablauf der Erzeugung optischer Durchbrüche festlegt. Die Behandlungs-Laserstrahlung wird dann mit ihrem Fokus auf einer entsprechenden Bahn bewegt. So kann effektiv vermieden werden, Gewebe, das nicht bearbeitet werden soll, zu verletzen, auch wenn eine zu behandelnde Stelle sehr dicht an unverletzt zu bleibenden Gewebeteilen liegt. Die erzielbare Genauigkeit liegt in der Größenordnung des Fokusdurchmessers und kann, je nach Fokusierung und Strahlungswellenlänge, sogar unter 1 µm sein. Für die Erzeugung der optischen Durchbrü-

che wird dann der Energiereduzierung beendet.

[0056] In der Vorrichtung der fünften Ausführungsform kann nach der Erzeugung der optischen Durchbrüche mit eingeschaltetem Energieminderer auf der bereits zur Erzeugung der optischen Durchbrüche abgefahrenen Bahn ein Meßschritt durchgeführt werden, in dem die optischen Durchbrüche bzw. deren Wirkung vermessen werden. Dabei ist wiederum ein Vergleich mit den während der ersten Vermessung erfaßten und im Speicher abgelegten Signalen möglich. In Abhängigkeit des Vergleichsergebnisses können einzelne oder mehrere Punkte zum Zweck einer möglichst erfolgreichen und schonenden Behandlung erneut mit Behandlungs-Laserstrahlung beaufschlagt werden, d.h. es wird ein zweiter Behandlungsschritt durchgeführt. Die Anzahl der Schritte kann somit in einer Abfolge aus Meß- und Behandlungsschritten beliebig gewählt werden. Es ist deshalb bevorzugt, daß wiederholt Meßpunkte und Zielpunkte bestimmt werden, wobei an den Zielpunkten jeweils Behandlungs-Laserstrahlung appliziert wird.

Ausführungsbeispiel

[0057] Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnung beispielshalber noch näher erläutert. In den Zeichnungen zeigen:

[0058] **Fig.** 1 eine perspektivische Darstellung eines Patienten während einer laserchirurgischen Behandlung mit einem laserchirurgischen Instrument,

[0059] **Fig.** 2 eine Schemadarstellung des laserchirurgischen Instrumentes der **Fig.** 1,

[0060] **Fig.** 3 die Fokussierung eines Strahlenbündels auf das Auge des Patienten beim Instrument der **Fig.** 2,

[0061] **Fig.** 4 einen Signalverlauf bei der Vermessung von Streuzentren, die während der laserchirurgischen Behandlung im Auge erzeugt werden,

[0062] **Fig.** 5 eine schematische Darstellung zur Erläuterung einer während der laserchirurgischen Behandlung ausgeübten Schnittführung,

[0063] **Fig.** 6 eine Lichtquelle für das laserchirurgische Instrument der **Fig.** 2,

[0064] **Fig.** 7 eine Scannvorrichtung für das laserchirurgische Instrument der **Fig.** 1,

[0065] **Fig.** 8 eine weitere Ausführungsform einer Meßvorrichtung des laserchirurgischen Instruments der **Fig.** 1,

[0066] **Fig.** 9 eine schematische Darstellung einer weiteren Ausführungsform des laserchirurgischen Instrumentes der **Fig.** 1,

[0067] **Fig.** 10 einen Strahlengang im Bereich des Fokus von auf das Auge wirkender Behandlungs-Laserstrahlung des laserchirurgischen Instrumentes,

[0068] **Fig.** 11 eine schematische Darstellung von Fokuslagen bei einer weiteren Ausführungsform einer Meßvorrichtung für das laserchirurgische Instrument der **Fig.** 1,

[0069] **Fig.** 12 eine Detaildarstellung der auf einen Detektor der Ausführungsform gemäß **Fig.** 11 gerichteten Strahlung mit einem Pinhole,

[0070] **Fig.** 13 einen funktionellen Zusammenhang zwischen Fokusverschiebung und Wellenlänge bei der Ausführungsform der **Fig.** 11,

[0071] **Fig.** 14 eine weitere Ausführungsform des laserchirurgischen Instrumentes der **Fig.** 1,

[0072] **Fig.** 15 einen Signalverlauf, wie er mit der Ausführungsform der **Fig.** 14 erhalten wird,

[0073] **Fig.** 16 eine weitere Ausführungsform ähnlich der der **Fig.** 14,

[0074] **Fig.** 17 eine weitere Ausführungsform ähnlich der **Fig.** 14,

[0075] **Fig.** 18 eine weitere Ausführungsform ähnlich der **Fig.** 14,

[0076] **Fig.** 19 eine schematische Darstellung einer weiteren Ausführungsform des laserchirurgischen Instrumentes der **Fig.** 1,

[0077] **Fig.** 20 ein Beispiel für ein Meßregime zur Abtastung eines Gewebes mit dem laserchirurgischen Instrumentes der **Fig.** 19 und

[0078] **Fig.** 21 bis 22 weitere Beispiele für ein Meßregime zur Abtastung eines Gewebes mit dem laserchirurgischen Instrument der **Fig.** 19.

[0079] In **Fig.** 1 ist ein laserchirurgisches Instrument **1** dargestellt, das einen Behandlungsstrahl **2** abgibt, welcher auf das Auge **6** eines Patienten gerichtet ist. Das laserchirurgische Instrument **1** ist dabei in der Lage, einen gepulsten Behandlungsstrahl **2** zu erzeugen, so daß das in US 6.110.166 beschriebene Verfahren ausgeführt werden kann. Die Pulsdauer liegt dabei im Nano- oder Femtosekundenbereich.

[0080] Mittels des laserchirurgischen Instrumentes **1** wird eine Fehlsichtigkeit des Auges **6** des Patienten dadurch behoben, indem aus der Hornhaut des Auges **6** Material so entfernt wird, daß sich die Brechungseigenschaft der Hornhaut um ein gewünschtes Maß ändert. Das Material wird dabei dem Stroma der Hornhaut entnommen, das unterhalb von Epithel und Bowmanscher Membran und oberhalb der Decemetscher Membran und des Endothels liegt.

[0081] Die Materialentfernung erfolgt, indem durch Fokussierung des hochenergetischen gepulsten Behandlungsstrahls **2** des laserchirurgischen Instrumentes **1** im Stroma Gewebeschichten getrennt werden. Jeder einzelne optische Durchbruch initiiert dabei eine Plasmablase, so daß die Gewebeschichttrennung ein größeres Gebiet erfaßt, als der Fokus des Behandlungsstrahls **2**. Durch geeignete Ablenkung des Behandlungsstrahls **2** werden während der Behandlung Plasmablasen aneinandergereiht. Die aneinanderliegenden Plasmablasen umschreiben dann ein Teilvolumen des Stromas: das zu entfernende Material.

[0082] Das laserchirurgische Instrument **1** wirkt durch den Behandlungsstrahl **2** wie ein chirurgisches Messer, das, ohne die Oberfläche der Hornhaut zu verletzten, direkt Material im Inneren des Stromas schneidet. Führt man den Schnitt durch weitere Erzeugung von Plasmablasen bis an die Oberfläche der Hornhaut, kann das durch die Schnittführung isolierte

Material des Stromas seitlich aus der Hornhaut herausgezogen und somit entfernt werden.

[0083] Die Schnittführung des laserchirurgischen Instrumentes **1** wird gemäß zuvor ermittelten Parametern durchgeführt, damit das entfernte Teilvolumen des Stromas eine derartige Veränderung der optischen Eigenschaften der Hornhaut bewirkt, daß eine zuvor bestehende Fehlsichtigkeit weitestmöglich korrigiert ist.

[0084] Zur Überwachung der genauen Schnittführung ist im laserchirurgischen Instrument **1** eine Meßvorrichtung vorgesehen, die die räumliche Ausdehnung und/oder die Lage der vom Behandlungsstrahl **2** im Hornhautgewebe des Auges erzeugten Plasmablasen erfaßt. Die Messung erlaubt es, den Behandlungsstrahl **2** optimal zu steuern. Die Steuerung kann dabei sowohl die scannende Bewegung des Behandlungsstrahls **2**, als auch die Steuerung der Strahlparameter des Behandlungsstrahls **2** in Bezug auf die Erzeugung des optischen Durchbruches betreffen. Der Durchmesser der erzeugten Plasmablasen ist für die Führung des Laserstrahls beim Scanvorgang von großer Bedeutung, da der Abstand zwischen einzelnen Plasmablasenzentren den mittleren Plasmablasendurchmesser nicht überschreiten sollte. Ansonsten wäre eine Abfolge von Plasmablasen lückenhaft, d.h. es verbliebe zwischen den disruptierten Volumina immer noch zusammenhängendes Gewebe. Eine Isolierung eines zu entfernenden Stromamaterials wäre dann nur schwer oder sogar gar nicht möglich. Auf jeden Fall wäre das optische Resultat unbefriedigend.

[0085] Die Optimierung der Parameter des Behandlungsstrahls **2** erlaubt es aber auch die Plasmablasen so klein wie möglich zu halten. Je kleiner die Plasmablasen, desto feiner ist der vom laserchirurgischen Instrument **1** erzeugte Schnitt. Dies ist insbesondere dann wichtig, wenn man berücksichtigt, daß in der Regel linsenförmige Teilvolumina aus dem Stroma entfernt werden sollen. Am Rande dieser linsenförmigen Teilvolumina sind die Präzision der Schnittführung und die Feinheit des Schnittes besonders wichtig.

[0086] Die Meßwerte der Meßvorrichtung können entweder in eine Anzeige am laserchirurgischen Instrument **1** umgesetzt werden, die es erlaubt, die Parameter des Behandlungsstrahls **2** bzw. die Führung des Behandlungsstrahls **2** daraufhin zu überprüfen, ob gewünschte und festgelegte Werte auch tatsächlich vorliegen. Alternativ ist es möglich, mittels einer automatischen Prozeßkontrolle eine Regelung der Parameter des Behandlungsstrahls **2** bzw. der Ablenkung des Behandlungsstrahls **2** auf bestimmte Werte hin vorzunehmen. Das laserchirurgische Instrument **1** arbeitet dann vollautomatisch.

[0087] **Fig.** 2 zeigt eine erste Ausführungsform des laserchirurgischen Instruments **1**. Die Meßvorrichtung ist hier als optischer Kohärenztomograph **3** aufgebaut und folgt dem Prinzip, wie es in der Veröffentlichung Arch. Ophtalmol., Vol. 112, S. 1584, "Micrometer-scale Resolution Imaging of the Interior Eye in vivo with Optical Coherenztomographie" von J. Izatt et al., beschrieben ist.

[0088] Der optische Kohärenztomograph **3** ist über einen Einkoppelstrahlteiler **4** in den Behandlungsstrahl **2** des laserchirurgischen Instrumentes **1** eingebunden und weist einen Meßarm **3a** sowie einen Referenzarm **3b** auf. Der Einkoppelstrahlteiler **4** koppelt Strahlung eines Meßlasers **5** in den Lichtweg des laserchirurgischen Instrumentes **1** so ein, daß die optischen Achsen von Behandlungsstrahl und Meßlaserstrahl zusammenfallen. Der Fokus des Behandlungsstrahls **2** und der Fokus der Strahlung des Meßlasers **5**, die beide durch eine dem Einkoppelstrahlteiler **4** nachgeordnete Fokussieroptik **13** in der Hornhaut des Auges **6** gebildet werden, befinden sich lateral etwa an derselben Stelle (in **Fig.** 2 nicht zu sehen).

[0089] **Fig.** 3 zeigt wie die bereits vereinigte Strahlung des Meßlasers **5** und des Behandlungsstrahls **2** als einfallender Strahl **12** mittels der Fokussieroptik **13** in die Hornhaut des Auges **6** fokussiert wird. Wenn die Energiedichte des Behandlungsstrahls **2** (Pulslänge und Strahlungsleistung) oberhalb eines bestimmten Schwellwertes liegt, tritt im Fokus ein optischer Durchbruch auf, der eine Plasmablase **11** erzeugt.

[0090] Die Strahlung des Meßlasers **5** wird an der Plasmablase **11** zurückgestreut, am dichroitischen Einkoppelstrahlteiler **4** wieder ausgekoppelt und gelangt dann zu einem Meßstrahlteiler **7**, wo sie mit Strahlung des Meßlasers **5** überlagert wird, die zuvor vom Meßstrahlteiler **7** zu einem Spiegel **8** abgeteilt wurde. Die Lage des Spiegels **8** ist verstellbar. Der Meßarm **3a** verläuft somit vom Meßstrahlteiler **7** über den Einkoppelstrahlteiler **4** zum Auge **6** und der Referenzarm **3b** ist zwischen Meßstrahlteiler **7** und verstellbarem Spiegel **8** gebildet.

[0091] Die aus Referenzarm **3b** und Meßarm **3a** zum Meßstrahlteiler **7** zurückkehrende Strahlung wird auf einem Photoempfänger **9** zur Interferenz gebracht. Da als Meßlaser **5** eine Lichtquelle verwendet wird, die bei hoher räumlicher Kohärenz eine vergleichsweise kurze Kohärenzlänge in axialer Richtung (zeitliche Kohärenzlänge) von etwa 10 µm aufweist, erscheint an der Photodiode **9** nur dann ein Interferenzmuster, wenn die optischen Längen von Meßarm **3a** und Referenzarm **3b** maximal um die zeitliche Kohärenzlänge der Strahlung des Meßlasers **5** differieren. Um mit dem optischen Kohärenztomographen **3** eine möglichst hohe Auflösung zu erreichen, wird ein Meßlaser **5** mit einer möglichst kurzen zeitlichen Kohärenzlänge verwendet, im Ausführungsbeispiel liegt diese unter 10 µm.

[0092] Um eine Beeinflussung des optischen Kohärenztomographen durch den Behandlungsstrahl **2** des laserchirurgischen Instruments **1** zu verhindern, der von einem Behandlungslaser **10** abgegeben und auf das Auge **6** gelenkt wird, ist der Wellenlängenbereich der Strahlung des Meßlasers **5** vom Wellenlängenbereich der Beobachtungsstrahlung **2** verschie-

den und der Einkoppelstrahlteiler **4** hat geeignete dichroitische Eigenschaften. Beispielsweise wird ein Meßlaser **5** verwendet, der Strahlung bei etwa 850 nm mit einer möglichst großen Bandbreite abgibt. Eine große Bandbreite fördert die axiale Auflösung, da die Bandbreite umgekehrt proportional zur zeitlichen Kohärenzlänge des Lichtes ist. Bei Verwendung verschiedener Wellenlängen für die Strahlung des Meßlasers **5** und Beobachtungsstrahl **2** kann eine Überlagerung und Trennung der Strahlen mit einem dichroitischen Einkoppelstrahlteiler **4** erfolgen. Zusätzlich oder alternativ können im Strahlengang des optischen Kohärenztomographen geeignete Filter eingesetzt werden.

[0093] Zur Messung des Ortes einer Plasmablase **11** wird der Spiegel **8** verschoben, bis an der Photodiode **9** ein Interferenzmuster auftritt. Zeigt das Signal der Photodiode **9**, das von einem Computer PC ausgelesen wird, eine Interferenz der Strahlung aus Meßarm **3a** und Referenzarm **3b** an, so sind Meßarm **3a** und Referenzarm **3b** gleich lang und der Abstand zum Fokus der Strahlung des Beobachtungslasers **5** in der Hornhaut des Auges **11** ist bekannt, wobei die Meßungenauigkeit die zeitliche Kohärenzlänge der Strahlung des Meßlasers **5** ist, d.h. die Kohärenzlänge in Strahlrichtung.

[0094] Die Rückstreuung von Strahlung des Meßlasers **5** am Auge **6** gibt eine Aussage über die Brechzahlsprünge in der Hornhaut des Auges **6**, die sowohl an der Grenzschicht verschiedener Gewebe, z.B. zwischen Stroma und Bowmanscher Membran, als auch am Ort der Wechselwirkung von Behandlungsstrahl **2** und Hornhaut des Auges **6** sowohl unterhalb als auch oberhalb einer Schwelle auftreten, bei der es zum erwähnten optischen Durchbruch mit Photodisruption und/oder -ablation kommt.

[0095] Damit ein möglichst großer axialer Bereich vermessen werden kann, ist zusätzlich zu einem großen Verstellweg für den Spiegel **8** zwischen den Meßstrahlteiler **7** und den Einkoppelstrahlteiler **4** eine Einrichtung zur Veränderung der Divergenz der Strahlung des Meßlasers **5** geschaltet (in **Fig.** 2 zur Vereinfachung nicht gezeigt), so daß vor der Einkopplung in den Behandlungsstrahl **2** die Divergenz der Strahlung des Meßlasers **5** verstellt werden kann. Durch die dem Einkoppelstrahlteiler **4** nachgeschaltete Fokussieroptik **13** erfolgt dann die Fokussierung von Meßstrahl **2** und Strahlung des Meßlasers **5** in unterschiedliche Foki, wobei durch die Verstellung der die Divergenz der Strahlung des Meßlasers **5** beeinflussenden Einrichtung die Fokuslage der Strahlung des Meßlasers **5** unabhängig vom Fokus des Behandlungsstrahls **2** verstellt werden kann. Der Fokus der Beobachtungsstrahlung ist somit entlang der optischen Achse gegenüber dem Fokus der Beobachtungsstrahlung **2** verstellbar. Damit wird rückgestreute Strahlung auch entlang der optischen Achse des Behandlungsstrahls **2** in einem Bereich erfaßbar, der größer als der Verstellweg des Spiegels **8** ist.

[0096] Die Einrichtung zur Verstellung der Divergenz des Meßlasers **5** erlaubt es weiter, die Spotgröße der fokussierten Strahlung des Meßlasers **5** in etwa so groß zu gestalten, wie die Spotgröße des fokussierten Beobachtungsstrahls, da ein Scannen in axialer Richtung, d.h. entlang der Achse des Beobachtungsstrahls **2**, dann über eine synchrone Verstellung der divergenzverändernden Einrichtung und des Spiegels **8** gelingt. Durch die bei dieser Variante relativ höhere Fokussierung der Strahlung des Meßlasers **5** liefert der Kohärenztomograph **3** damit eine axiale Auflösung, die sogar besser ist, als die zeitliche Kohärenzlänge der Strahlung des Meßlasers **5**. Die Meßgenauigkeit steigt folglich. Ist dies nicht erforderlich, kann auf die die Divergenz beeinflussende Vorrichtung zwischen dem Einkoppelstrahlteiler **4** und dem Meßstrahlteiler **7** verzichtet werden. Eine axiale Verschiebung des Bereiches, von dem rückgestreute Strahlung zu Interferenz am Photoempfänger führen kann, erfolgt dann ausschließlich durch Verstellung des Spiegels **8**, und die axiale Auflösung wird hauptsächlich durch die zeitliche Kohärenzlänge des Meßlasers **5** bestimmt (typischerweise in der Größenordnung von 10 µm).

[0097] **Fig.** 4 zeigt ein Signal, wie es mit einem laserchirurgischen Instrument **1** mit einem optischen Kohärenztomographen **3** in der Bauweise der **Fig.** 2 erhalten wird. Hierbei ist das Signal als Funktion der Verstellung des Spiegels **8** aufgetragen, wobei in **Fig.** 4 der Verstellweg L des Spiegels **8** als Variable eingezeichnet ist. Das Signal ist aus der mit dem Photoempfänger **9** detektierten Interferenzerscheinung abgeleitet und wurde vom Computer PC erzeugt. Es codiert die Modulationstiefe der Interferenz und weist immer dann einen hohen Pegel auf, wenn das Signal des Photoempfängers **9** eine Interferenzerscheinung anzeigt.

[0098] Wie **Fig.** 4 zeigt, tritt eine erste Interferenz bei einer Verschiebung L1 auf. Diese Interferenz ist durch am Epithel der Hornhaut rückgestreute Strahlung verursacht. Mit weiterer Verschiebung des Spiegels **8** tritt ein zweiter Peak des Signals bei einer Verschiebung L2 auf. Diese Interferenz ist durch den Brechzahlsprung an der Plasmablase **11** verursacht. Die Interferenz hält bis zu einer Verschiebung L3 an. Die Größe der Plasmablase wirkt sich zwar auf den Abstand L2, L3 aus, jedoch erlaubt es in der realisierten Ausführungsform die Meßauflösung des Kohärenztomographen **3** nicht, den bei etwa 30 µm oder darunter liegenden Blasendurchmesser zu vermessen. Bei Verwendung einer Strahlungsquelle mit kürzerer zeitlicher Kohärenzlänge ist auch eine solche Durchmesservermessung möglich.

[0099] Der Abstand zwischen der dem Epithel zugeordneten Verschiebung L1 und dem Beginn des Interferenzpeaks bei der Verschiebung L2 gibt an, wie tief die Plasmablase unter dem Epithel, d.h. der Hornhautoberfläche liegt. Aus dem Signal kann so die Lage der Plasmablase **11**, die vom Behandlungsstrahl **2** in der Hornhaut des Auges **6** verursacht wurde, in Form des Abstandes vom Epithel erfaßt werden. Alternativ

zum Bezug auf das Epithel kann natürlich eine Referenzierung auf das Endothel erfolgen. Hier ist in der Darstellung der **Fig.** 4 bei einer weitergehenden Verschiebung ein erneuter Peak durch am Endothel rückgestreute Strahlung zu erwarten. Anstelle des Endothels bzw. des Epithels kann natürlich auch ein Brechzahlsprung an der Bowmanschen oder Descementschen Membran als Bezug verwendet werden.

[0100] Der Computer PC, der das Signal des optischen Kohärenztomographen **3** ausliest, generiert das Signal. Er dient weiter zur Steuerung des Behandlungslasers **10**, wozu er zum einen eine Anzeige speist, die die Lage der vom Behandlungsstrahl **2** erzeugten Plasmablase **11** angibt.

[0101] Zum anderen wird diese axiale Lage der Plasmablase zur Steuerung des Behandlungsstrahls **2** ausgewertet und verwendet, um zu garantieren, daß der Schritt zur Isolierung des Teilvolumens im Stroma wie gewünscht ausgeführt wird.

[0102] In einer vollautomatisch die Einhaltung von behandelnden Chirurgen vorgegebener Werte überwachenden Ausführung regelt der Computer Parameter des Behandlungsstrahls **2**. Das chirurgische Instrument arbeitet dann mit einer Online-Kontrolle und -Regelung.

[0103] Der Meßlaser **5** ist wie in **Fig.** 6 gezeigt aufgebaut. Er besteht aus einem Laser **2** sowie einer nachgeordneten strahlformenden Einheit aus einer Linse **18**, einer Blende **19** und einer weiteren Linse **20**. Der so erzeugte Strahldurchmesser ist an den Strahldurchmesser des Behandlungsstrahls **2** angepaßt. Durch Verstellung der Linsen **18** und **20** kann zur Auflösungs- oder Meßbereichsverstellung der Strahldurchmesser zusätzlich verkleinert oder vergrößert werden. Zudem kann durch Verstellung der Linse **20** die Divergenz verändert werden und damit die Fokuslage des Meßstrahles eingestellt werden.

[0104] **Fig.** 5 zeigt in einer schematischen Darstellung den unter Online-Kontrolle vom chirurgischen Instrument **1** ausgeführten Schnitt. Der einfallende Strahl **12** wird von der Fokussieroptik **13** in die Hornhaut **14** des Auges **6** fokussiert. Die Plasmablase **11**, die mit einem Puls des Behandlungsstrahls **2** erzeugt wird, wirkt, wie bereits ausgeführt, als chirurgisches Messer, das im Inneren der Hornhaut **14** Gewebeschichten trennt. Durch Verstellung des einfallenden Strahls **12** mittels einer in **Fig.** 7 dargestellten Scaneinrichtung **21** aufweisend um orthogonale Achsen drehbare Scannerspiegel **22**, **23** wird eine Vielzahl von Plasmablasen nebeneinander gesetzt und ein Lenslett **15** umschrieben, das aus dem Stroma der Hornhaut **14** herausgeschnitten wird. Eine mögliche Schnittform, dies zu erreichen, ist in der US 6.110.166 dargestellt, die eine spiralförmige Aneinanderreihung von Plasmablasen **14** beschreibt.

[0105] Nach dieser Schnittführung um das Lenslett **15** herum wird ein seitlicher Schnitt **16** vorgenommen, der es erlaubt, das nunmehr isolierte Lenslett **15** in Richtung **17** aus der Hornhaut **14** zu entnehmen. Die Schnittführung hat dabei den Vorteil, daß im zentralen Sichtbereich, in dem die optische Korrektur durch Entnahme des Lensletts **15** bewirkt wird, kein durch das Endothel führender Schnitt nach außen vorliegt. Stattdessen liegt der seitliche Schnitt **16** am optisch weniger bedeutsamen Rand der Hornhaut **14**.

[0106] Zum Verstellen des einfallenden Strahles **12** dient die Scanneinrichtung **21**, die in **Fig.** 7 dargestellt ist. Sie weist zwei Scannerspiegel **22**, **23** auf, die unabhängig voneinander um zwei senkrecht zueinanderliegende Achsen drehbar sind. Damit kann der einfallende Strahl **12** zweidimensional über die Hornhaut **14** geführt werden. Eine axiale Verstellung des einfallenden Strahls **12** erfolgt durch Verstellung der Fokussieroptik **13**, d.h. durch Veränderung der Lage des Fokuspunktes, in dem die für einen optischen Durchbruch ausreichende Energiedichte und somit die Plasmablase **11** entsteht.

[0107] Um die axiale Lage der erzeugten Plasmablase genau zu bestimmen, wird, wie anhand des in **Fig.** 4 dargestellten Signals geschildert, der Spiegel **8** des optischen Kohärenztomographen **3** verstellt. Dies kann beispielsweise durch eine Oszillation erfolgen, die jedesmal den Bereich zwischen den Stellungen L1 und L2 durchläuft. Im Falle einer axial hochauflösenden Meßeinrichtung kann eine solche große Verstellung des Spiegels **8** jedoch mitunter mechanisch sehr aufwendig bzw. zeitraubend sein. Für solche Fälle ist die in **Fig.** 8 schematisch dargestellte Bauweise des optischen Kohärenztomographen **3** vorgesehen, die mehrere, z. B. zwei Referenzarme **3b** und **3b'** aufweist, welche sich einander im wesentlichen gleichen, d.h. jeweils einen verstellbaren Spiegel **8** (Referenzarm **3b**) bzw. 25 (Referenzarm **3b'**) haben. Jedem Referenzarm **3b**, **3b'** ist ein Photoempfänger **9**, **26** zugeordnet.

[0108] Die Länge des Referenzarmes **3b** kann unabhängig von der Länge des Referenzarmes **3b'** eingestellt werden. Somit kann gleichzeitig mit hoher Auflösung an der Plasmablase und am Epithel rückgestreute Strahlung, indem z.B. der Referenzarm **3b'** auf den Reflex zu einer Referenzfläche, d.h. dem Epithel eingestellt wird, und der Referenzarm **3b** die Plasmablasengrenzfläche erfaßt.

[0109] **Fig.** 8 zeigt darüber hinaus eine mögliche Bauweise der bereits bezüglich **Fig.** 2 angesprochenen aber dort nicht eingezeichneten Einrichtung zur Veränderung der Divergenz der Strahlung des Meßlasers **5**. Beim Kohärenztomographen der **Fig.** 8 handelt es sich um eine verstellbare Zoom-Optik **27**.

[0110] Der optische Kohärenztomograph **3**, wie er in den Bauweisen gemäß **Fig.** 2 oder 8 zur Anwendung kommt, bewirkt eine räumliche Selektion des Gebietes, aus dem rückgestreute Strahlung aufgenommen wird. Eine axiale Selektion erfolgt durch die Interferometerkonstruktion mit dem Meßarm **3a** und dem Referenzarm **3b** (bzw. weiteren Paaren davon). Die Fokussieroptik **13** bewirkt eine laterale Selektion durch die Fokussierung. Die räumliche Selektion ist frei wählbar, d.h. unabhängig von der Lage des Behand-

lungsstrahlfokus, wenn der optische Kohärenztomograph mit einer eigenständigen Scaneinrichtung ähnlich der **Fig.** 7 ausgestattet ist, da dann mit hoher Auflösung das Gebiet um einen optischen Durchbruch bzw. eine Plasmablase **11** abgescannt werden kann. Mit der Zoom-Optik **27** kann das Gebiet der Plasmablase **11** nicht nur lateral, d.h. quer zur optischen Achse des Behandlungsstrahls **2**, sondern auch axial entlang dieser optischen Achse in einem großen Meßbereich angefühlt werden.

[0111] **Fig.** 9 zeigt eine zweite Ausführungsform einer laserchirurgischen Instrumentes **1**. Dabei liegt das Prinzip zugrunde, durch geeignete räumliche Filterung am Auge **6** und dabei insbesondere an einer dort erzeugten Plasmablase **11** rückgestrahlte Strahlung mit hoher und verstellbarer Tiefenschärfe so zu erfassen, daß zumindest die axiale Ausdehnung einer streuenden Struktur in der Hornhaut des Auges, beispielsweise der durch den optischen Durchbruch erzeugten Plasmablase **11**, gemessen werden kann. Dafür ist ein konfokales Mikroskop **28** vorgesehen, das nach Art eines Laserscanning-Mikroskopes arbeitet.

[0112] Das konfokale Mikroskop **28** verfügt über einen Laser **29**, dessen Strahlung von einer optischen Anordnung **30** hinsichtlich der Strahlparameter wie Taillienlage und Strahlquerschnitt angepaßt wird. Über einen Teiler **31** wird die so erhaltene Beleuchtungsstrahlung zu einer Scaneinrichtung **21** geleitet, die wie die Scaneinrichtung der vorherigen Bauweisen zwei Scannerspiegel **22** und **23** aufweist. Die Scannerspiegel **22** und **23** sind eng benachbart und in unmittelbarer Nähe einer Pupille des Strahlengangs angeordnet. Sie haben, wie in **Fig.** 9 dargestellt, senkrecht aufeinanderstehende Drehachsen und können separat angesteuert werden. Eine Scanoptik **32** sammelt für die von der Betätigung der Scaneinrichtung **21** abhängigen Strahlauslenkung die Strahlung in einer Aperturebene **35**, von wo ein Objektiv **36** ein Spotbild erzeugt, das in einer im Auge **6** gelegenen Objektebene liegt. Im Bereich dieser Objektebene wirkt auch der Behandlungsstrahl **2**. Der Behandlungsstrahl **2** stammt wie bei den vorherigen Ausführungsformen aus einem Behandlungslaser **10** und wird über einen Einkoppelstrahlteiler **4** mit dem Strahlengang des konfokalen Mikroskopes vereinigt.

[0113] In der Objektebene z.B. an einer Plasmablase **11** rückgestreute Strahlung läuft den geschilderten optischen Weg bis zum Strahlteiler **31** zurück. Die vom abgefühlten Volumenelement aus der Objektebene stammende, d.h. am Auge **6** rückgestreute Strahlung wird nach Durchlaufen des Strahlteilers **31** in einem Detektionsarm **42** detektiert. Je nach Ausgestaltung des Strahlteilers **31** wird die Strahlung zumindest teilweise, bei dichroitischer Ausgestaltung des Strahlteilers **31** auch nahezu vollständig zu einem Interferenzfilter **38** und einer Linse **39** geleitet, die von dem rückstreuenden Objekt in der Objektebene ein Spotbild in einer Pinholeebene erzeugt, in der eine Pinholeblende **40** liegt. Der Pinholeblende **40** ist ein Photomultiplier **41** nachgeschaltet, der ein Signal liefert, das von einer angeschlossenen Auswerteeinheit (nicht dargestellt) unter Rückgriff auf die aktuelle Stellung der Scaneinrichtung **21** in ein Bildsignal umgewandelt wird.

[0114] Mit der Größe der Pinholeblende kann die Größe der in der Objektebene zu detektierenden Objektstruktur eingestellt werden. Noch viel entscheidender ist es jedoch, daß mit kleiner werdendem Durchmesser der Pinholeblende eine gesteigerte Tiefendiskrimination in der Objektebene einhergeht, d.h. die Größe der Pinholeblende gibt vor, aus welchem axialen Bereich um die Objektebene herum Strahlung zum Photomultiplier **41** gelangen kann.

[0115] Das im konfokalen Mikroskop **28** verwendete konfokale Verfahren gestattet es, bestimmte Strahlung aus einem Volumenelement im untersuchten Objekt auf den Photomultiplier **41** zu lenken und Strahlung, die aus anderen Volumenelementen emittiert wird, so gut wie vollständig zu unterdrücken. Insbesondere wird Strahlung aus tiefer oder höher gelegenen Gewebeschichten ausgeblendet.

[0116] Die Pinholeblende **40** und die Objektebene, aus der Strahlung detektiert wird, liegen in konjugierten Ebenen. Durch eine Verstellung dieser Ebenen, beispielsweise durch Verstellung der Linse **39**, ist es möglich, einen axialen Tiefenscan derart durchzuführen, daß die Objektebene, aus der die Strahlung zum Photomultiplier **41** geleitet wird, verstellt wird. Diese Verstellung ist erforderlich, um beispielsweise eine Plasmablase **11** in axialer Richtung, d.h. entlang der Achse, auf der der Behandlungsstrahl **2** einfällt, zu vermessen.

[0117] Eine gesteigerte Unabhängigkeit zwischen axialer Lage der erwähnten Objektebene und dem Fokuspunkt des Behandlungsstrahls **2** kann dadurch erreicht werden, daß die bezüglich der Bauweisen gemäß **Fig.** 2 und 8 bereits erwähnte divergenzverändernde Einrichtung, beispielsweise in Form einer Zoom-Optik, der Einkopplung des Behandlungsstrahls **2** über den Einkoppelstrahlteiler **4** vorgeordnet wird. Durch geeignete Verstellung dieser Einrichtung wird die Objektebene nahezu beliebig gegenüber der Fokusebene des Behandlungsstrahls **2** verstellt.

[0118] Bei der in **Fig.** 9 gezeigten Bauweise ist zur baulichen Vereinfachung eine einzige Scaneinrichtung **21** vorgesehen, die synchron sowohl die laterale Lage des Spotbildes, von dem reflektierte Strahlung zum Photomultiplier **41** geleitet wird, als auch des Fokuspunktes des Behandlungsstrahls **2** verändert. Laterale Verschiebungen des Spots innerhalb der Objektebene gegenüber dem Fokuspunkt des Behandlungsstrahls **2** können nicht eingestellt werden.

[0119] Bei dem Einsatz zweier unabhängiger Scaneinrichtungen ist diese Beschränkung aufgehoben. Dann kann der Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang des konfokalen Mikroskops **28** unabhängig gegenüber dem Behandlungsstrahl **2** am Auge **6** verstellt werden. Eine solche Bauweise ist in **Fig.** 9 ge-

strichelt angedeutet. Der Einkoppelstrahlteiler **4** ist dabei durch einen Einkoppelstrahlteiler **4a** ersetzt, der in Beleuchtungsrichtung der Scaneinrichtung **21** des konfokalen Mikroskops **28** nachgeordnet ist. Der Behandlungslaser **10** verfügt hier über einen eigenen Behandlungsscanner **37**, der unabhängig von der Scaneinrichtung **21** des konfokalen Mikroskops **28** betätigbar ist. Diese aufwendigere Bauweise gestattet es, daß das konfokale Mikroskop **28** aus dem Auge **6** Strahlung an Punkten aufnehmen kann, die völlig unabhängig von der Fokuslage des Behandlungsstrahls **2** und mithin von der Erzeugung von Plasmablasen **11** gewählt werden können. Dann kann nicht nur die axiale Ausdehnung einer Plasmablase **11** ermittelt werden, sondern es sind auch laterale Abmessungen erfaßbar.

[0120] In der in **Fig.** 9 gezeigten Bauweise für die Meßvorrichtung des laserchirurgischen Instrumentes **1** wird über den Laser **29**, die optische Anordnung **30** sowie den Einkoppelspiegel **31** eine separate Beobachtungsstrahlung erzeugt. Je nach Anwendung kann darauf verzichtet werden und lediglich am Auge **6** eine konfokale Detektion von Streulicht vorgenommen werden, das vom Behandlungsstrahl **2** herrührt. Zusätzlich kann auch eine phasenempfindliche Detektion, z.B. nach dem Nomarski-Verfahren angewendet werden, wie es in der Veröffentlichung Padawer J., „The Nomarski interference-contrast microscope. An experimental basis for Image Interpretation." J. Royal Microscopical Society (1967), 88, S. 305-349, deren Offenbarungsgehalt hier expliziert einbezogen wird, beschrieben ist.

[0121] Bei der Bauweise der **Fig.** 9 wird eine besonders gute Empfindlichkeit erreicht, wenn der Einkoppelstrahlteiler **4** bzw. **4a** dichroitisch ausgebildet ist, d.h. eine strahlumlenkende Wirkung im wesentlichen nur für die Wellenlängen des Behandlungsstrahls **2** hat. Diese dichroitische Eigenschaft ist auch für die Variante ohne separate Beleuchtungsstrahlung vorteilhaft, da sich gezeigt hat, daß in Plasmablasen **11** breitbandig Strahlung auch außerhalb des Spektralbereichs des Behandlungsstrahls **2** entsteht.

[0122] Das konfokale Detektionsverfahren wird üblicherweise mit einer Optik ausgeführt, die möglichst gut chromatisch korrigiert ist. Dadurch ist sichergestellt, daß die Strahlung aus einem bestimmten Volumenelement wellenlängenunabhängig am Detektor, beispielsweise dem Photomultiplier **41** landet.

[0123] In einer die zweite Ausführungsform abwandelnden dritten Ausführungsform wird die Optik, die das Licht vom Objektiv auf die Pinholeblende **40** abbildet, dagegen bewußt dispersiv ausgelegt. **Fig.** 10 zeigt diesbezüglich eine Vergrößerung des Detektionsarms **42** des konfokalen Mikroskops **28**.

[0124] Ein einfallendes Detektionsstrahlenbündel **43** wird von der nun mehrteilig ausgebildeten Linse **39** in ein fokussiertes Detektionsstrahlenbündel **44** umgesetzt. Aufgrund der dispersiven, d.h. wellenlängenabhängigen Fokussierungseigenschaften der die Linse **39** bildenden Optikgruppe ist die effektive Brennweite für Licht im blauen Spektralbereich deutlich kürzer als für Licht im roten Spektralbereich. Damit wird von einem Volumenelement ausgehendes weißes Licht, das aus roten, grünen und blauen Spektralanteilen zusammengesetzt ist, in unterschiedliche Foki fokussiert, wie **Fig.** 11 exemplarisch zeigt. Die blaue Strahlung **48** wird in eine Fokusebene **45** gebündelt, die vor einer Fokusebene **46** für grüne Strahlung liegt, der wiederum eine Fokusebene **47** für rote Strahlung **50** nachgeordnet ist.

[0125] Die dispersiven Eigenschaften der Linse **39** werden zur spektralen Selektion bzw. zum Gewinnen einer weiteren Tiefeninformation ausgenutzt. Wie **Fig.** 12 zeigt, fokussiert die dispersive Optik der Linse **39** für ein gegebenes Volumenelement nur grüne Spektralanteile genau in der Pinholeblende **40**, da nur für diese Spektralanteile die Fokusebene **46** in der Ebene der Pinholeblende **40** liegt. Der Fokus der blauen Strahlung **48** liegt auf der optischen Achse vor der Ebene der Pinholeblende **40**, so daß die blaue Strahlung auf dem Weg zwischen ihrer Fokusebene **45** und der Ebene der Pinholeblende **40** wieder divergiert. Dadurch wird nur ein kleiner, nahezu verschwindender Teil an blauer Strahlung **48** durch die Pinholeblende **40** transmittiert und es ergibt sich eine effektive Unterdrückung der aus dem gegebenen Volumenelement stammenden blauen Strahlung **48**. Dies gilt gleichermaßen für die rote Strahlung **50**, da deren Fokusebene **47** hinter der Ebene der Pinholeblende **40** liegt; die rote Strahlung aus dem Volumenelement wird also durch die Pinholeblende **40** ebenfalls abgeblockt. Effektiv gelangt somit in der schematischen Darstellung der **Fig.** 12 aus dem Volumenelement nur grüne Strahlung **49** zum Detektor, der hier als Spektrometer **51** ausgebildet ist.

[0126] Betrachtet man nun ein weiteres weiß abstrahlendes Volumenelement, das sich auf der optischen Achse zwischen dem zuvor betrachteten Volumenelement und der Optik befindet, so wird dessen Grünanteil nun in einer Ebene hinter der Ebene der Pinholeblende **40** fokussiert. Die blaue Strahlung aus diesem weiteren Volumenelement hat allerdings einen Fokus in der Pinholeblende, wenn der axiale Abstand der beiden Volumenelemente genau der Fokusverschiebung entspricht, wobei hier noch die Vergrößerung der optischen Abbildung zu berücksichtigen ist. Analoges gilt für ein drittes Volumenelement, welches sich auf der optischen Achse vom Objektiv aus gesehen entsprechend hinter dem zuerst erläuterten Volumenelement befindet. Von diesem dritten Volumenelement können nur rote Strahlungsanteile die Pinholeblende **40** passieren. Durch die Pinholeblende **40** gelangt somit ein spektrales Strahlungsgemisch, wobei die Spektralinformation die axiale Lage des die Strahlung abgebenden Volumenelementes kodiert.

[0127] Die spektrale Analyse der durch die Pinholeblende **40** fallenden Strahlung mittels des Spektrometers **51** ermöglicht deshalb eine axiale Auflösung, ohne das konfokale Mikroskop verstellen zu müssen,

wobei die spektrale Information eine Tiefeninformation über das Volumenelement trägt, aus dem die Strahlung des Spektralbereiches stammt. Aus der relativen Höhe einzelner Spektralkanäle wird die axiale Lage des Volumenelementes, aus dem die Strahlung des Spektralkanales stammt, bestimmt werden. Im einfachsten Fall genügt dabei eine Auswertung mit zwei oder drei Kanälen.

[0128] Weiter wird auf diese Weise die Größe eines strahlenden Volumenelementes bestimmt. Liegt bei einer dreikanaligen Spektralanalyse ein kleines strahlendes Volumenelement zugrunde, so registriert jeweils nur ein Kanal ein über einem bestimmten Schwellwert liegendes Signal. Im Übergangsbereich können auch zwei Signale ein entsprechendes Signal zeigen, niemals jedoch alle drei Kanäle, so lange das Volumenelement kleiner ist, als die Fokusablage zwischen den spektral am weitesten auseinanderliegenden Kanälen. Liegt dagegen ein großes strahlendes Volumenelement vor, wird das Spektrometer im wesentlichen in allen Kanälen etwa gleiche Signale liefern. Die Breite der spektralen Verteilung, die vom Spektrometer **51** angezeigt wird, trägt also Informationen über die Größe des Volumenelementes. Je breiter die spektrale Verteilung ist, desto größer ist das Volumenelement.

[0129] Die durch die dispersive Optikgruppe der Linse **39** erreichte Fokusablage dF ist in **Fig.** 13 als Funktion der Wellenlänge LAMBDA aufgetragen, wobei alle Werte in µm eingetragen sind. Für einen Spektralbereich von blau bis rot ergibt sich eine Fokusverschiebung in der Größenordnung von mindestens 1 mm. Mit dem geschilderten spektralseleletiv detektierenden konfokalen Mikroskop **28** können also Plasmablasen bis zu 1 mm maximaler Ausdehnung erfaßt werden. Da dieser Meßbereich in der Regel ausreicht, kann die dritte Ausführungsform auf eine axiale Verstellung der Objektebene des konfokalen Mikroskops verzichten und dennoch für eine Online-Kontrolle ausreichende Information über die axiale Ausdehnung einer Plasmablase **11** bereitstellen.

[0130] Natürlich spielt dabei die Spektralverteilung der aus dem untersuchten Objekt stammenden Strahlung eine Rolle. Die spektrale Detektion konfokal aufgenommener Strahlung bei Verwendung einer dispersiven Optik erfordert, daß aus der Objektebene Strahlung mit einer gewissen breitbandigen Spektralverteilung verfügbar ist. Hier kann in einfachster Ausführung die Abstrahlung einer zu detektierenden Plasmablase **11** direkt abgefühlt werden, da das Plasma während des Distruptionsvorgangs, der durch den Behandlungsstrahl **3** eingeleitet wurde, in einem breiten Spektrum Strahlung emittiert. In bestimmten Anwendungsfällen kann es allerdings vorkommen, daß die spektrale Verteilung der Abstrahlung nicht ausreichend zeitlich oder spektral gleichbleibende Eigenschaften aufweist. Für diese Fälle ist eine externe Beleuchtung vorgesehen. Die externe Beleuchtung muß die erforderliche spektrale Bandbreite aufweisen, beispielsweise kann eine Weißlicht-LED oder eine Glühlampe verwendet werden.

[0131] In einer Variante der dritten Ausführungsform wird kein Spektrometer **41** eingesetzt. Statt dessen erfolgt eine Beleuchtung des zu detektierenden Volumenelementes bzw. Spots mit spektral gesteuerter Strahlung, wobei die Strahlung sequentiell spektral verstellt wird. In einer einfachen Bauweise werden zur Beleuchtung eine blaue, eine grüne und eine rote LED verwendet, die sequentiell betätigt werden. Die Information über die einzelnen Spektralkanäle wird dann zeitsequentiell erfaßt, so daß durch die geeignete Gestaltung der Beleuchtungsquelle in dieser Abwandlung mit einem kostengünstigen Detektor gearbeitet werden kann, der keine oder nur ansonsten unzureichende spektrale Diskriminierungsfähigkeit zeigt.

[0132] **Fig.** 14 betrifft eine vierte Ausführungsform eines laserchirurgischen Instrumentes **1**. Sie macht sich für die Meßvorrichtung das Prinzip einer Spaltlampe zunutze, indem eine Beleuchtungsstrahlung auf einer optischen Achse schräg zu einer optischen Achse, unter der eine Beobachtung erfolgt, eingestrahlt wird.

[0133] Die Meßvorrichtung ist als Spaltlampenanordnung **52** aufgebaut, die mittels einer Spaltoptik **53** die Hornhaut **14** des Patientenauges **6** spaltförmig befeuchtet. Die Spaltoptik **53** bildet dabei entlang einer optischen Achse **60** der Spaltbeleuchtung in die Hornhaut ein sehr schmales Lichtbündel ab. Dieses Lichtbündel kann beispielsweise mit einer Spaltblende oder einem als steuer- oder programmierbare Blende dienenden Bauteil, wie einem Mikrospiegelarray o.ä., erzeugt werden. In der Bauweise der **Fig.** 14 wird ein Mikrospiegelarray verwendet, das mit Strahlung beleuchtet wird, wobei nur eine oder wenige Spiegelzeilen das Licht zur Homhaut **14** reflektieren. Die Spaltbeleuchtung über die Spaltoptik **53** kann bezüglich des Einstrahlwinkels, d.h. bezüglich der Lage der optischen Achse **60**, in einer Scanrichtung **54**, die in **Fig.** 14 durch einen gebogenen Doppelpfeil angedeutet ist, verstellt werden. Dies erfolgt durch geeignete Ansteuerung des Mikrospiegelarrays.

[0134] In der Hornhaut wird die eingebrachte spaltförmige Beleuchtung an Streuzentren, beispielsweise dem Epithel, dem Endothel oder durch das laserchirurgische Instrument **1** erzeugten Plasmablasen **11** gestreut. Das Streulicht wird von einem Objektiv **56** aufgenommen, das auch den Behandlungsstrahl **55** in die Hornhaut **14** fokussiert. Der Behandlungsstrahl **55** des laserchirurgischen Instrumentes **1** ist auch in dieser Ausführungsform über den Einkoppelstrahlteiler **4** in den Strahlengang eingekoppelt. Der Einkoppelstrahlteiler **4** trennt das vom Objektiv **56** aufgenommene Streulicht ab, und leitet es mittels einer Abbildungsoptik **58** auf einen Photoempfänger **59**. Objektiv **56**, Einkoppelstrahlteiler **4** und Abbildungsoptik **58** bilden einen Beoachtungsstrahlengang.

[0135] Der Photoempfänger **59** nimmt nur Strahlung

auf, die aus dem Kreuzungspunkt der optischen Achse **60** der Spaltbeleuchtung und der optischen Achse **61** des Selektions- oder Beobachtungsstrahlenganges stammt. Am Kreuzungspunkt ist ein Streulichtkanal **57** gebildet, aus dem durch die Spaltbeleuchtung bewirktes Streulicht aufgenommen wird.

[0136] Durch die scannende Bewegung der Spaltbeleuchtung wird der Streulichtkanal entlang der optischen Achse **61** des Detektionsstrahlenganges verschoben, wobei eine Verschwenkung der optischen Achse **60** der Spaltbeleuchtung nach links in der Darstellung der **Fig.** 14 den Streulichtkanal Richtung Endothel, eine Verschwenkung nach rechts in Richtung Epithel verschiebt. Die Verschwenkung der optischen Achse **60** der spaltförmigen Beleuchtung erlaubt ein Abscannen der Hornhaut **14** entlang der optischen Achse **61**, und die Lage einer Plasmablase **11** kann durch eine scannende Verschiebung des Streulichtkanals **57** vom Endothel zum Epithel genau bestimmt und durch Bezug auf die Reflexe von Endothel bzw. Epithel oder Bowmanscher Membran hinsichtlich des Abstandes dazu referenziert werden, so daß nicht nur eine Durchmesserbestimmung der Plasmablase **11**, sondern auch eine (absolute) Lagedetektion relativ zu Endothel und Epithel möglich ist.

[0137] Das mit der Spaltlampenanordnung **52** erhaltene Signal ist in **Fig.** 15 dargestellt, die den Signalpegel, d.h. die vom Photoempfänger **59** registrierte Strahlungsintensität in einem Signalverlauf **63** aufgetragen über einen Scanwinkel α der optischen Achse **60** zeigt, auf der die spaltförmige Beleuchtung eingestrahlt wird.

[0138] Wie zu sehen ist, tritt bei einem Winkel α0 ein erster Signalpeak auf, der von einem Rückseitenreflex **64** der Hornhaut **14**, d.h. vom Reflex am Endothel herrührt. Zwischen einem Winkel α1 und α2 wird ein Plasmablasenreflex **65** detektiert, dessen Breite ein Maß für die Ausdehnung der Plasmablase **11** entlang der optischen Achse **61** ist. Beim Winkel α3 wird schließlich ein vom Endothel stammender Vorderseitenreflex registriert. Die bekannte Dicke der Hornhaut **14** skaliert den Abstand zwischen dem Winkel α0 und α3 in ein Dickenmaß, wodurch der Abstand α0 bis α1, d.h. die Höhe der Plasmablase über dem Endothel, der Abstand α1 bis α2, d.h. die Dicke der Plasmablase, sowie der Abstand α2 bis α3, d.h. die Tiefe der Plasmablase unter dem Epithel, in ein Längenmaß umgerechnet werden kann.

[0139] Soll zusätzlich zur axialen Information, die durch die Scannbewegung der spaltförmigen Beleuchtung erhalten wurde, eine laterale Information gewonnen werden, kann im Detektionsstrahlengang eine Abbildung auf einen bildgebenden Detektor anstelle des Photoempfängers **59** erfolgen.

[0140] Dieses Prinzip wird in **Fig.** 16 gezeigt, die eine Variante der vierten Ausführungsform betrifft. Die Bauweise der **Fig.** 16 entspricht weitgehend der anhand **Fig.** 14 erläuterten. Identische Bauelemente sind mit gleichen Bezugszeichen versehen und werden deshalb nicht noch einmal geschildert.

[0141] Die spaltförmige Beleuchtung fällt nun zentral, d.h. koaxial zum Behandlungsstrahl **55**, ein. Dadurch wird ein Beleuchtungsstrahlengang **70** erhalten, dessen optische Achse **60** mit der optischen Achse **61** des Behandlungsstrahlenganges zusammenfällt. Die Beobachtung erfolgt entlang einer optischen Achse **61**, die schräg zur optischen Achse **60** des Beleuchtungsstrahlenganges liegt. Der Beobachtungsstrahlengang **67** liegt also unter einem Winkel zum Beleuchtungsstrahlengang, wie es auch in der Ausführungsform der **Fig.** 14 der Fall war, allerdings wird in der Bauweise der **Fig.** 16 die Scanbewegung des Beleuchtungsstrahlenganges durch eine für den Behandlungsstrahl ohnehin vorgesehene Scaneinrichtung **54** bewirkt. Die von der Scaneinrichtung **54** kommende Strahlung wird in der in **Fig.** 16 gezeigten Bauform noch einmal durch einen Spiegel **68** umgeleitet, der optional als Strahlteiler ausgebildet sein kann und die Beobachtung des Operationsgebietes mit einem Mikroskop ermöglicht.

[0142] Die Scaneinrichtung **54** verändert den Einfallswinkel der optischen Achse **60** zum Auge **6**, unter dem die Beleuchtungsstrahlung des Beleuchtungsstrahlengangs **70** auf die Hornhaut **14** einfällt. Der Beobachtungsstrahlengang **67** sowie dessen optische Achse **61** sind in der Ausführungsform der **Fig.** 16 nicht verstellbar ausgestaltet, wobei dies natürlich zum Gewinnen zusätzlicher Information optional möglich ist. Der Streulichtkanal **57** wird also entlang der (feststehenden) optischen Achse **61** des Beobachtungsstrahlenganges verschoben. Im Beobachtungsstrahlengang **67** ist der Abbildungsoptik **58** ein Bildempfänger **69** nachgeordnet, der ein Bild des Streulichtkanales **57** aufnimmt, der am Schnittpunkt der Achsen **61** und **60** liegt. Durch Auswertung des Bildes vom Bildempfänger **69** wird dabei Information über Größe und Lage der Plasmablase **11** gewonnen, wobei eine Intensitätsauswertung des Bildes in einem durch die Plasmablase **11** führenden Schnitt oder einer entsprechenden Projektion ein Signal ähnlich der **Fig.** 15 ergibt.

[0143] **Fig.** 17 zeigt eine weitere Variante der vierten Ausführungsform **Fig.** 16. Bereits in der **Fig.** 16 gezeigte Bauteile sind mit gleichen Bezugszeichen bezeichnet und werden nicht noch einmal erläutert. Die Spaltlampenanordnung **52** der **Fig.** 17 sieht ebenfalls wie die Bauweise der **Fig.** 16 einen Beobachtungsstrahlengang **67** vor, dessen optische Achse **61** schräg zur optischen Achse **62** des Behandlungsstrahlenganges liegt. Im Beobachtungsstrahlengang **67** ist die Abbildungsoptik **58** einem Bildempfänger **69** vorgeordnet. Es wird jedoch nun keine zusätzliche Beleuchtungsstrahlung eingekoppelt, stattdessen wird direkt die an einer Plasmablase **11** gestreute Behandlungsstrahlung bzw. in der Plasmablase **11** erzeugte Strahlung selbst detektiert. Die Beobachtung erfolgt schräg, um aus dem Signal des Bildempfängers **69** eine Tiefeninformation ableiten zu können. Zusätzlich ist über den Strahlteiler **4**, der nunmehr nicht mehr zur Einkopplung dient, eine visu-

elle Beobachtung mittels eines Mikroskops möglich.

[0144] **Fig.** 18 zeigt eine weitere Variante der vierten Ausführungsform. Die eine Spaltlampenanordnung **52**, die als Meßeinrichtung in einem laserchirurgischen Instrument **1** dient, entspricht im wesentlichen der Bauweise der **Fig.** 17, jedoch wird über den Einkoppelstrahlteiler **4** nun ein Beleuchtungsstrahlengang **70** eingekoppelt, der über das Objektiv **56** eine spaltförmige Beleuchtung entlang der optischen Achse **62** der Behandlungsstrahlung **55** einstahlt. Der Einkoppelstrahlteiler **4** führt die optische Achse **60** der Beleuchtungsstrahlung mit der optischen Achse **62** der Behandlungsstrahlung **55** zusammen.

[0145] Dem Einkoppelstrahlteiler **4** ist jedoch eine Beleuchtungsscaneinrichtung **71** vorgeschaltet, die eine eigenständige, von der Behandlungsstrahlung **55** unabhängige Ablenkung der spaltförmigen Beleuchtung ausführt. Damit kann der Streulichtkanal **57**, aus dem durch die spaltförmige Beleuchtung hervorgerufenes Streulicht in den Beobachtungsstrahlengang **67** gelangt, auch lateral gegenüber dem Fokus der Behandlungsstrahlung verstellt werden. Es läßt sich also zusätzlich zu der bei der Bauweise der **Fig.** 16 erhaltenen Information durch das Signal des Bildempfängers **69** zusätzlich noch Information über das Streulichtbild und damit über die Hornhautstruktur seitlich des Fokuspunkts der Behandlungsstrahlung **55** gewinnen.

[0146] Selbstverständlich wird die durch die Meßvorrichtung der dritten oder vierten Ausführungsform gewonnenen Information über Lage bzw. Größe der Plasmablase **11** zur Steuerung des laserchirurgischen Instrumentes herangezogen, so daß auch hier eine Online-Kontrolle und -Regelung erreicht ist.

[0147] **Fig.** 19 zeigt schematisch eine fünfte Ausführungsform eines laserchirurgischen Instruments, bei dem eine gepulste Laserstrahlquelle **71** mit einer zur Behandlung des betreffenden Gewebes hinreichend großen Pulsenergie, in einer Ablenkeinrichtung **72**, die das von der Laserstrahlquelle **71** kommende Laserstrahlbündel lateral ablenkt, eine durchstimmbare Fokussiereinrichtung **73**, mit der die Lage des Fokuspunktes in der Tiefe des Gewebes eingestellt wird, eine Positioniereinrichtung **74** zur Positionierung des zu behandelnden Gewebes **6** sowie eine Steuereinrichtung **75** zur Ansteuerung der Laserstrahlquelle **71**, der Ablenkeinrichtung **72** und der Fokussiereinrichtung **73** vorgesehen sind. Die Steuereinrichtung **75** steuert die genannten Komponenten an, so daß der Fokus der Laserstrahlung nacheinander auf reale Zielpunkte ZP' mit den Koordinaten (x''', y''', z''') fokussiert wird. Dazu müssen der Steuereinrichtung **75** Informationen über die Koordinaten (x''', y''', z''') von Sollzielpunkten ZP zur Verfügung stehen. Die Positioniereinrichtung **74** kann je nach Anwendung entfallen oder durch eine die Grobausrichtung des Gewebes **76** sicherstellende Einrichtung ersetzt werden.

[0148] Weiter sind in dem laserchirurgischen Instrument der **Fig.** 19 ein Energieminderer **77**, ein Detektor **78** und eine Speichereinheit **79** vorgesehen. Die Strahlenergie der gepulsten Laserstrahlquelle **71** wird bei in den Strahlengang eingeschaltetem Energieminderer so weit abgeschwächt, daß der Fokus der Laserstrahlung im Gewebe **76** keine irreversiblen Veränderungen hervorruft. Das von der Laserstrahlquelle **71** abgegebene Laserstrahlbündel **80** kann somit zum einen als Meßstrahlenbündel (in einem sogenannten Meßregime) als auch als Behandlungsstrahlenbündel (in einem sogenannten Behandlungsregime) in das Gewebe **76** fokussiert gescannt werden. Als Meßstrahlenbündel bewirkt das Laserstrahlbündel **80** im realen Meßpunkt MP abhängig von den Eigenschaften des Gewebes ein laserinduziertes Signal S, welches von einem Detektor **78** über den (nicht weiter dargestellten) Detektionsstrahlengang empfangen wird. Die detektierten laserstrahlungsinduzierfen Signale S werden vom Ausgang des Detektors **78** dem Eingang einer Speichereinheit **79** zugeführt und in der Speichereinheit **79** gemeinsam mit den Koordinanten (x', y', z') der erfaßten zugehörigen Meßpunkte MP' abgelegt. In einer mit dem Ausgang der Speichereinheit **79** verbundenen Komperatoreinheit **81** werden die laserstrahlungsinduzierfen Signale S mit dort abgelegten Schwellwerten S verglichen.

[0149] Dadurch werden diejenigen Meßpunkte selektiert, die als Zielpunkte mit dem Behandlungslaserstrahl beaufschlagt werden sollen, wenn der Energieminderer **7** ausgerückt ist. Dadurch wird das Behandlungsregime festgelegt. Die Koordinaten dieser ausgewählten erfaßten Meßpunkte MP' werden an die Steuereinrichtung **75** weitergeleitet und stehen zur Ansteuerung der Ablenkeinrichtung **72** und der Fokussiereinrichtung **73** zur Verfügung.

[0150] Eine Transformation der Koordinaten der erfaßten Meßpunkte MP' in Koordinaten der Sollzielpunkte ist nicht notwendig, da sie auf dasselbe Koordinatensystem bezogen sind. Das Koordinatensystem (x', y', z') der Messung ist mit dem der Zielpunkte (x''', y''', z''') der Messung sowie dem für die Behandlungs-Laserstrahlung eingestellt identisch bezüglich des Bezugspunktes. Eventuelle Abweichungen von dieser Identität durch gerätespezifische Toleranzen sind nicht weiter störend, da sie auf jeden Fall konstant bleiben und damit ausgeregelt werden können.

[0151] **Fig.** 20 zeigt ein erstes Meßregime zur Abtastung eines Gewebes **76**. Beginnend von einem Startpunkt **88** wird der Laserfokus auf in einem Raster angeordnete Meßpunkte gelenkt. Unterschiedliche Gewebearten **80a** und **80b**, die an einer Grenzschicht **91** aneinanderstoßen, führen zu unterschiedlich laserinduzierten Signalen S. Jedem Meßpunkt läßt sich anhand des ausgewerteten Signals S ein Gewebetypus zuordnen. So liegt der Meßpunkt **82a** im ersten Gewebetyp **80a** und der Meßpunkt **82b** im zweiten Gewebetyp **80b**. Daraus läßt sich ein Erwartungsbereich **83** für die mögliche Lage der Grenzschicht **91** ableiten. Dieser Bereich ist in **Fig.** 20 von links oben nach rechts unten schraffiert dargestellt. Die Genauigkeit, mit der die tatsächliche Lage der

Grenzschicht **91** durch den Erwartungsbereich **83** angegeben werden kann, hängt vom lateralen Rasterabstand **84** und dem normalen Rasterabstand **85** ab.

[0152] Das in **Fig.** 21 dargestellte Meßregime unterscheidet sich gegenüber dem der **Fig.** 20 durch eine höhere Tiefenauflösung, d.h. durch einen geringeren normalen Rasterabstand **85**. Die Lage der Grenzschicht **91** läßt sich bei gleichem lateralen Rasterabstand **84** erheblich genauer bestimmen, wenn die Grenzschicht **91** annähernd parallel zur Oberfläche verläuft und keine großen Steigungen aufweist. Je nach vermutetem Verlauf der Grenzschicht **91** kann deshalb durch asymmetrische Gestaltung der Rasterauflösung, beispielsweise durch einseitige Erhöhung in nur einer Dimension die Meßgenauigkeit erhöht werden, bzw. durch Verringerung der Rasterabstände in den anderen Dimensionen die Anzahl der Meßpunkte **82** und damit die Meßdauer verringert werden. Die Abtastung eines Volumens hat den Vorteil, alle dort vorkommenden Strukturen erkennen zu können. So werden z.B. Einschlüsse **89** genauso detektiert, wie die Grenzschicht **91**.

[0153] Besteht jedoch nur Interesse an der Lage der Grenzschicht **91**, kann das Meßregime zur Verringerung der Meßdauer verändert werden, wie in **Fig.** 22 dargestellt ist, die eine dritte Variante für ein Meßregime zeigt, die mit möglichst wenig Meßpunkten und dennoch hoher Auflösung den Verlauf einer Grenzschicht **91** abtastet. Die Abtastung beginnt an einem Startpunkt **88**, von dem bekannt ist, daß er im ersten Gewebetyp **80a** liegt. Im vorbestimmten Rasterabstand wird dann der Fokus in Richtung der vermuteten Lage der Grenzschicht **91** verschoben und das Signal S ausgewertet. Überschreitet der Fokus die Grenzschicht **91**, ändert sich das Signal S. Die Tiefenkoordinate der Grenzschicht **91** ist an dieser lateralen Position somit bekannt. Im lateralen Rasterabstand wird dann der Abtastvorgang beginnend in der gleichen Tiefe an einem neuen Startpunkt **86** fortgesetzt. Statt den Fokus aber nun entweder aufwärts oder abwärts zu bewegen, wird alternierend in größer werdendem Abstand vom neuen Startpunkt **86** über und unterhalb der erwarteten Tiefenlage der Grenzschicht **91** gemessen. Dies ist in **Fig.** 22 durch kleine gebogene Pfeile angedeutet.

[0154] Dadurch wird an allen interessierenden lateralen Punkten die Tiefenlage der Grenzschicht **91** bestimmt. Es werden dafür umso weniger Meßpunkte benötigt, je besser die vermutete Lage der Grenzschicht **91** an der neuen lateralen Position mit der tatsächlichen Position übereinstimmt. Erfahrungswerte über den Verlauf der Grenzschicht **91** erlauben es also die Anzahl der benötigten Meßpunkte weiter abzusenken. Solche Erfahrungswerte liegen beispielsweise für den Verlauf der Bowman'schen Membran vor, die etwa in konstanter Tiefe unter der Hornhautaußenseite liegt und annähernd sphärisch ist. Nach einigen Meßpunkten läßt sich daher die vermutete Tiefenlage dieser Membran recht genau vorhersagen, und es sind nur noch wenige Meßpunkte nötig, um die exakte Position zu bestimmen.

[0155] Auch kann bei vielen Gewebestrukturen von einem gleichmäßigen Verlauf ohne Tiefenschwankungen mit großer Raumfrequenz ausgegangen werden, so daß eine geringere laterale Auflösung von ca. 0,1 mm ausreichend sein kann. Ein Bereich von 10 mm Durchmesser kann dann mit ca. 100.000 Abtastpunkten mit 0,1 mm lateraler Auflösung und 1 µm Tiefenauflösung erfaßt werden.

[0156] Die geschilderten Ausführungsformen können besonders vorteilhaft für das eingangs erwähnte Operationsverfahren eingesetzt werden. Dazu kann man die Hornhaut des Auges an einem Kontaktglas durch Ansaugen mit hoher Tiefenauflösung (ca. 1 µm) und geringer lateraler Auflösung (z.B. 100 µm) vom Epithel bis zum Endothel über den gesamten Bereich, in dem der chirurgische Eingriff erfolgen soll, vermessen. Bei der fünften Ausführungsform ist dazu der Energieminderer **77** eingeschaltet, und es werden die Schichten der Hornhaut an mehreren Positionen in einem lateralen 100 µm Raster im wesentlichen senkrecht zur Hornhautoberfläche abgetastet. Im Detektionsstrahlengang wird dann beispielsweise eine Mehrphotonenfluoreszenz bei einer geeigneten Wellenlänge, die auf die Unterschiede der unterschiedlichen Schichten und/oder Grenzschichten sensitiv ist, ortsaufgelöst detektiert. Alternativ kann jedes der zuvor erwähnten Meßprinzipien Anwendung finden.

[0157] Aus einer Vielzahl derart gewonnener Tiefenprofile läßt sich dann ein dreidimensionales Abbild der Schicht der Hornhaut erstellen. In diesem Abbild läßt sich die lateral aufgelöste Tiefenlage der Bowman'schen Membran erkennen, die je nach Schnittführung bedeutsam sein kann. Zur Behandlung wird dann der Energieminderer aus dem Strahlengang entnommen, so daß bei erneuter Ausführung des Scanvorgangs der erwünschte Schnitt unterhalb der Epithelgrenze ausgeführt wird. Das Epithel bleibt dadurch weitgehend unverletzt, so daß der Schnitt nach einigen Tagen wieder verheilt.

[0158] Es kann aber nicht nur das Epithel entlang der Bowman'schen Membran gelöst werden, sondern auch ein tiefer im Stroma liegender Schnitt ist möglich. Die Dicke des am Epithel verbleibenden Stromas kann dabei durch die vorherige Messung genau eingestellt werden, wodurch eine Beschädigung oder Verlust des Epithels ausgeschlossen ist.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung eines optischen Durchbruches, der in einem Gewebe (**6**, **14**) unterhalb einer Gewebeoberfläche von einer Behandlungs-Laserstrahlung (**2**) ausgelöst wird, die eine laser-chirurgische Einrichtung (**1**) in einem im Gewebe (**6**, **14**) liegenden Behandlungsfokus (**11**) bündelt, wobei die Vorrichtung einen Detektionsstrahlengang mit einer Optik aufweist, **dadurch gekennzeichnet**,

daß die Optik aus dem Gewebe (**6**, **14**) unterhalb der Gewebeoberfläche ausgehende Strahlung in den Detektionsstrahlengang einkoppelt, und dem Detektionsstrahlengang eine Detektoreinrichtung (**4**, **3**, **9**; **39**, **40**, **41**; **58**, **59**, **60**) nachgeordnet ist, die ein Detektionssignal erzeugt, das räumliche Ausdehnung und/oder Lage des optischen Durchbruchs im Gewebe (**6**, **14**) anzeigt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Beleuchtungsstrahlungsquelle (**5**, **29**, **53**), die Beleuchtungsstrahlung in das Gewebe (**14**) einkoppelt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungsstrahlungsquelle auch zur Abgabe der Behandlungs-Laserstrahlung (**2**) ausgebildet ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungsstrahlungsquelle (**5**) und der Detektionsstrahlengang Teil eines Interferometeraufbaus (**3**) sind.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Interferometeraufbau (**3**) einen Meßarm und einen verstellbaren Referenzarm (**7**, **8**) aufweist, wobei die Beleuchtungsstrahlung in Strahlrichtung eine Kohärenzlänge aufweist, von der die Auflösung abhängt, mit der das Detektionssignal die räumliche Ausdehnung anzeigt, wobei Interferenz nur auftritt, wenn Länge von Meßarm und Referenzarm sich maximal um die Kohärenzlänge unterscheiden.

6. Vorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungsstrahlungsquelle die Beleuchtungsstrahlung (**12**) in einen im Gewebe (**14**) gelegenen Beleuchtungsfokus (**11**) bündelt, wobei die Lage des Beleuchtungsfokusses (**11**) zur Erzeugung des Detektionssignals verstellbar ist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungsstrahlung in einen Lichtweg der Behandlungs-Laserstrahlung eingekoppelt ist, wobei eine verstellbare Optik (**26**) verwendet ist, mit der die Divergenz der Beleuchtungsstrahlung ohne Veränderung der Divergenz der Behandlungs-Laserstrahlung veränderbar ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung (**39**, **40**, **41**) die aus dem Gewebe ausgehende Strahlung mittels einer konfokalen Abbildung erfaßt.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung das Detektionssignal erzeugt, in dem sie den Fokus der konfokalen Abbildung verstellt, vorzugsweise entlang einer Strahlrichtung der Behandlungs-Laserstrahlung.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Optik (**39**) des Detektionsstrahlenganges dispersiv ausgelegt ist, so daß sie verschiedene spektrale Brennpunkte (**45**, **46**, **47**) bei der konfokalen Abbildung aufweist, wobei die Detektoreinrichtung eine spektral selektive Erfassung der in der konfokalen Abbildung aufgenommene Strahlung vornimmt, um das Detektionssignal zu erzeugen.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, gekennzeichnet durch ein mehrkanaliges Spektrometer (**51**) zur Aufnahme der Strahlung hinter dem Pinhole.

12. Vorrichtung nach den Ansprüchen 2 und 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungsstrahlungsquelle (**30**) mehrere, einzeln betätigbare Teilstrahlungsquellen mit unterschiedlichen spektralen Eigenschaften aufweist, so daß die spektrale selektive Erfassung durch sequentielle Betätigung der Teilstrahlungsquellen bewirkbar ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektionstrahlengang (**67**) eine optische Achse (**61**) aufweist, die schräg zu einer optischen Achse (**62**, **60**) der Behandlungs-Laserstrahlung oder einer Beleuchtungsstrahlung liegt.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungsstrahlenquelle (**53**) eine Spaltbeleuchtung des Gewebes (**14**) bewirkt.

15. Vorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine Scanneinrichtung (**54**), mit der die Lage der optischen Achse (**61**) des Detektionsstrahlengangs (**67**) zur optischen Achse (**62**, **60**) der Behandlungs-Laserstrahlung oder der Beleuchtungsstrahlung verstellbar ist.

16. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung ein Maß für die räumliche Ausdehnung und/oder Lage einzelner, durch die Wechselwirkung erzeugter Streuzentren bestimmt, bevorzugt der Streuzentren in einer Augenhornhaut.

17. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Detektionssignal (**5**) einen Durchmesser einer Plasmablase (**11**) anzeigt, die durch den optimalen Durchbruch erzeugt wurde.

18. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Scanvorrichtung (**21**, **54**) zum Abscannen des Gewebes (**14**).

19. Verfahren zur Messung eines optischen Durchbruchs, der in einem Gewebe unterhalb einer Gewebeoberfläche von Behandlungs-Laserstrahlung ausgelöst wird, dadurch gekennzeichnet, daß aus dem Gewebe unterhalb der Gewebeoberfläche ausgehende Strahlung detektiert und daraus ein Maß für räumliche Ausdehnung und/oder Lage des optischen Durchbruchs bestimmt wird.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß die räumliche Ausdehnung und/oder Lage von durch den optischen Durchbruch erzeugter Streuzentren bestimmt wird.

21. Verfahren nach Anspruch 19 oder 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Beobachtungsstrahlung in das Gewebe einstrahlt und in Form von Rückstreuung aus dem Gewebe ausgehende Strahlung ausgewertet wird.

22. Verfahren nach den Ansprüchen 20 und 21, dadurch gekennzeichnet, daß die aus dem Gewebe ausgehende Strahlung interferometrisch detektiert wird.

23. Verfahren nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß aus dem Auftreten einer Interferenz die Lage der aus dem Gewebe ausgehenden Strahlung entlang einer optischen Achse der Detektion bestimmt wird.

24. Verfahren nach einem der Ansprüche 19 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß die aus dem Gewebe ausgehende Strahlung mittels einer konfokalen Abbildung detektiert und die räumliche Ausdehnung durch Verstellen eines Fokusses der konfokalen Abbildung bestimmt wird.

25. Verfahren nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß durch eine dispersive Optik in der konfokalen Abbildung verschiedene spektrale Brennpunkte erzeugt werden und hinter einem Pinhole aufgenommene Strahlung spektral ausgewertet wird.

26. Verfahren nach den Ansprüchen 21 und 24, dadurch gekennzeichnet, daß spektral unterschiedliche Beleuchtungsstrahlung sequentiell eingestrahlt wird und die Aufnahme der aus dem Gewebe ausgehenden Strahlung sequentiell erfolgt.

27. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß die ausgehende Strahlung entlang einer optischen Achse detektiert wird, welche schräg zu einer optischen Achse liegt, entlang der die Behandlungs-Laserstrahlung oder eine Beobachtungsstrahlung in das Gewebe eingestrahlt wird.

28. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Behandlungsstrahlung spaltförmig in das Gewebe eingestrahlt wird.

29. Verfahren nach Anspruch 27 oder 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Lage zwischen optischer Achse der Detektion und der Einstrahlung verstellt wird, um Information über die räumliche Ausdehnung der Wechselwirkung zu gewinnen.

30. Verfahren nach einem der Ansprüche 19 bis 29, dadurch gekennzeichnet, daß ein Maß für die räumliche Ausdehnung einzelner, durch den optischen Durchbruch erzeugter Streuzentren erzeugt wird.

31. Verfahren nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß ein Durchmesser einer Plasmablase bestimmt wird.

32. Verfahren zur Vermessung eines transparenten oder halbtransparenten Gewebes, wobei eine Beleuchtungs-Laserstrahlung in einem Fokuspunkt im Gewebe fokussiert und die Lage des Fokuspunktes im Gewebe verändert wird, wozu eine veränderliche Ablenkung der Beleuchtungs-Laserstrahlung vorgenommen wird, dadurch gekennzeichnet, daß durch die Fokussierung induzierte, gewebespezifische Signale detektiert und Meßpunkten zugeordnet werden, deren Ort im Gewebe jeweils durch die bestimmte Lage des Fokuspunktes definiert ist, und daß Meßpunkte herausgefiltert und dadurch Lagen von Grenzschichten und/oder Einschlüssen im Gewebe bestimmt werden.

33. Verfahren nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß mittels der herausgefilterten Meßpunkte Zielpunkte für eine nachfolgende Behandlung des Gewebes mittels im Gewebe fokussierter Behandlungs-Laserstrahlung festgelegt werden.

34. Verfahren nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß die Behandlungs-Laserstrahlung mittels derselben optischen Mittel im Gewebe örtlich verändert wird, mit denen auch die Lage des Fokuspunktes der Beleuchtungs-Laserstrahlung verändert wird.

35. Verfahren nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, daß für die Beleuchtungs-Laserstrahlung eine Beleuchtungsstrahlungsquelle verwendet wird, die auch zur Abgabe der Behandlungs-Laserstrahlung ausgebildet ist.

36. Verfahren nach einem der Ansprüche 33 bis 35, dadurch gekennzeichnet, daß wiederholt Meßpunkte und Zielpunkte bestimmt werden, wobei an den Zielpunkten jeweils Behandlungs-Laserstrahlung appliziert wird.

37. Vorrichtung zur Vermessung eines transparenten oder halbtransparenten Gewebes, mit einer Laserstrahlungsquelle (**1**), einer Ablenkeinrichtung (**2**), einer Fokussiereinrichtung (**3**) und einer Detek-

toreinrichtung (**8**) sowie einer Steuereinrichtung (**9**), welche die Laserstrahlungsquelle (**1**), die Ablenkeinrichtung (**2**) und die Fokussiereinrichtung (**3**) so ansteuert, daß von der Laserstrahlungsquelle (**1**) abgegebene Beleuchtungs-Laserstrahlung (**10**) von der Ablenkeinrichtung (**2**) und der Fokussiereinrichtung (**3**) nacheinander in mehrere Fokuspunkte (MP) innerhalb des Gewebes (**6**) fokussiert wird, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung (**8**) durch die Fokussierung induzierte, gewebespezifische Signale (S) an die Steuereinrichtung (**9**) abgibt und die Steuereinrichtung (**9**) die Signale (S) Meßpunkten (MP) zuordnet, deren Ort im Gewebe (**6**) jeweils durch die Lage des Fokuspunktes definiert ist, und Meßpunkte (MP') herausfiltert und dadurch Lagen von Grenzschichten und/oder Einschlüssen im Gewebe (**6**) bestimmt.

38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (**9**) mittels der herausgefilterten Meßpunkte (MP') Zielpunkte (ZP) für eine nachfolgende Behandlung des Gewebes (**6**) mittels fokussierter Behandlungs-Laserstrahlung festlegt.

39. Vorrichtung nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, daß die Behandlungs-Laserstrahlung die Ablenkeinrichtung (**2**) und die Fokussiereinrichtung (**3**) durchläuft.

40. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 37 bis 39, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlungsquelle (**1**) zur Abgabe der Beleuchtungs-Laserstrahlung und der Behandlungs-Laserstrahlung ausgebildet ist.

41. Vorrichtung nach Anspruch 40, gekennzeichnet durch einen Energieminderer (**7**), der zeitweise im Strahlengang der Laserstrahlungsquelle (**1**) nachgeschaltet ist und der die Beleuchtungslaserstrahlung (**10**) abgibt.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

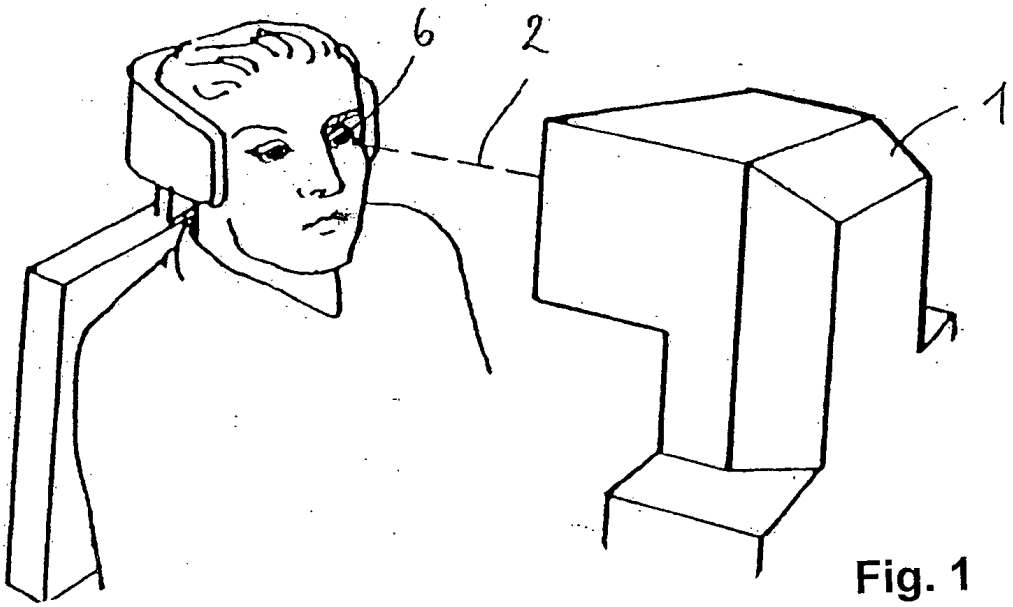


Fig. 1

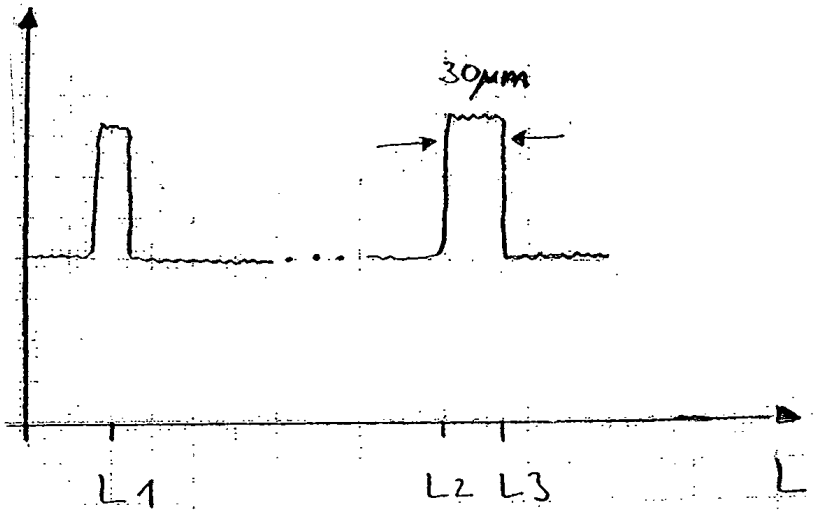


Fig. 4

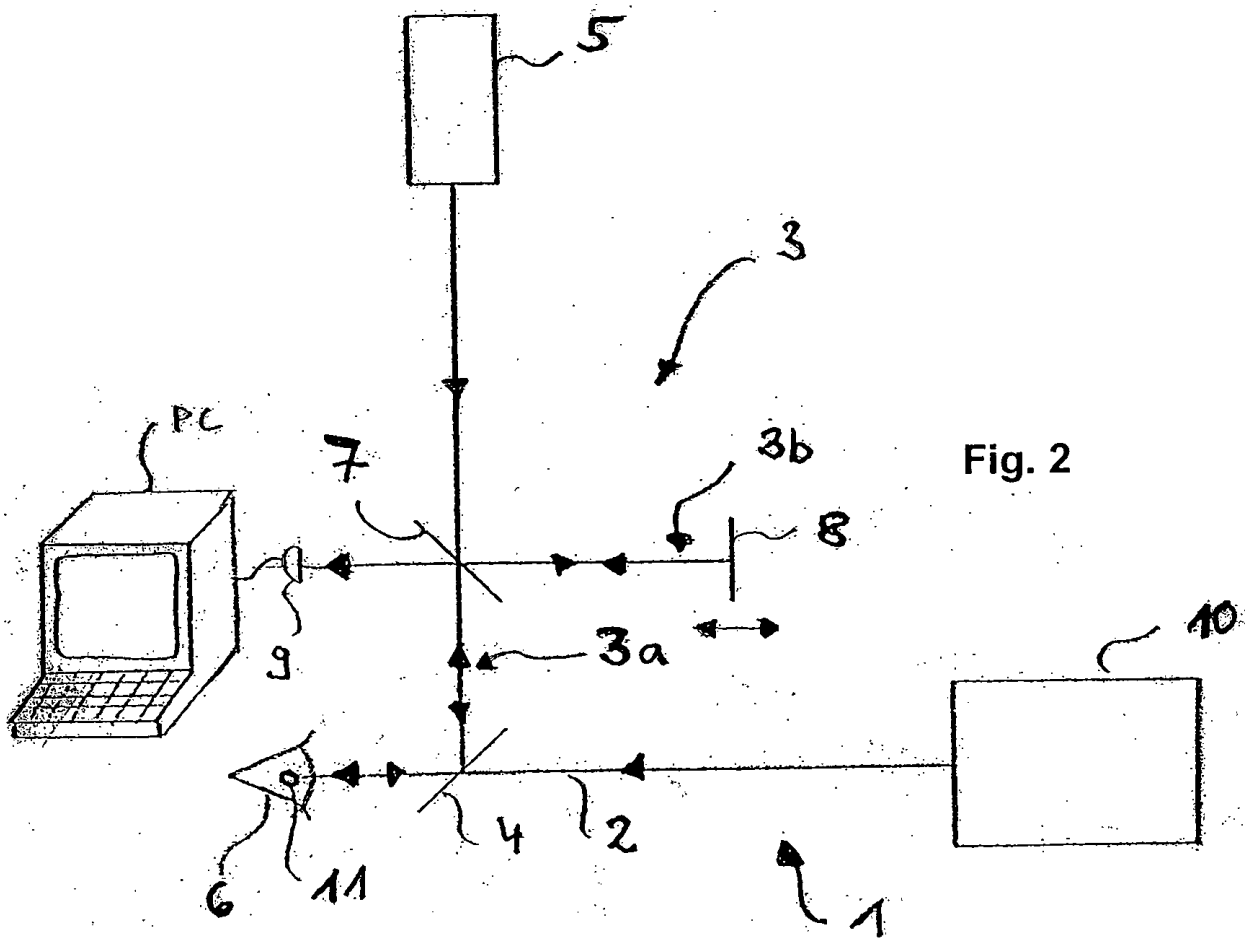


Fig. 2

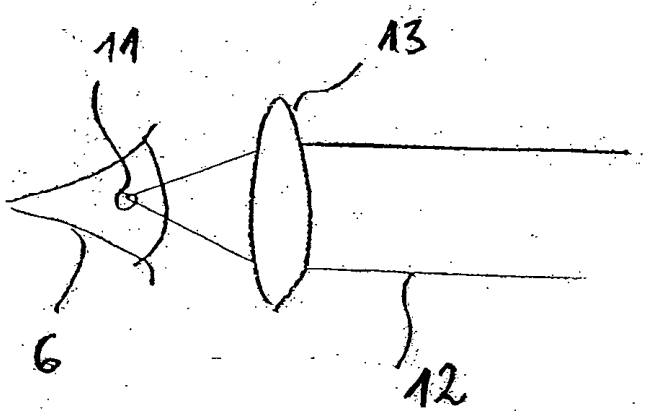


Fig. 3

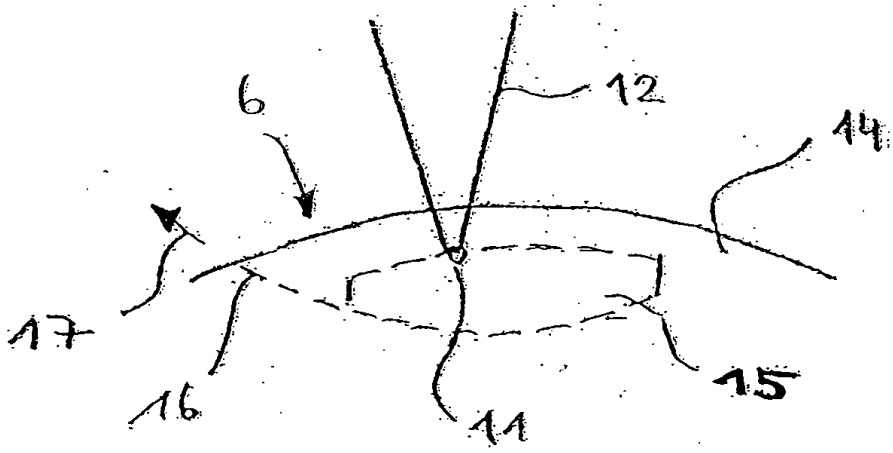


Fig. 5

Fig. 6

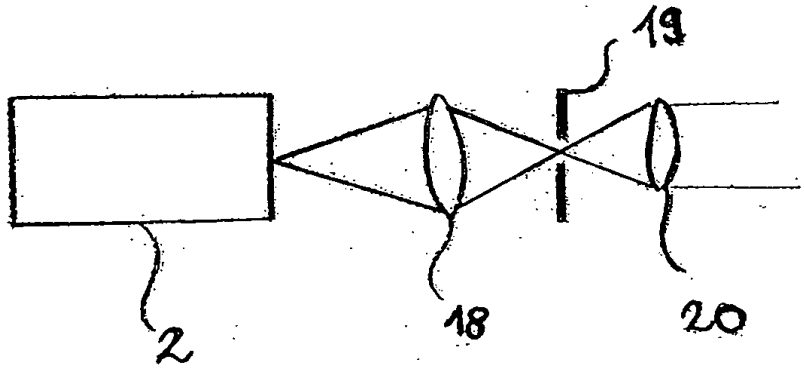


Fig. 7

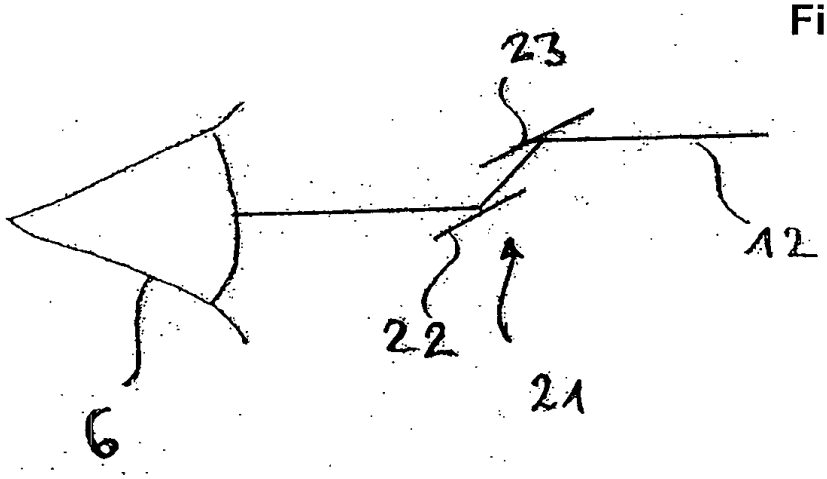


Fig. 8

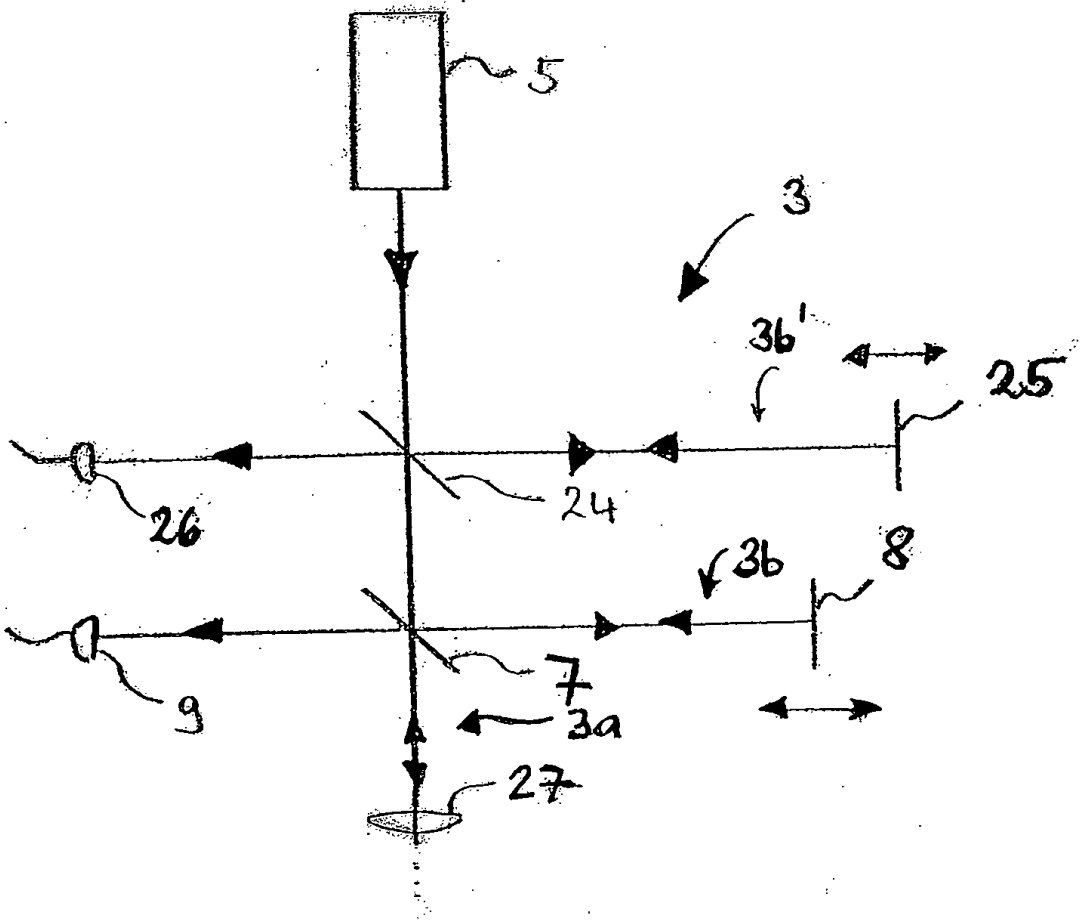


Fig. 10

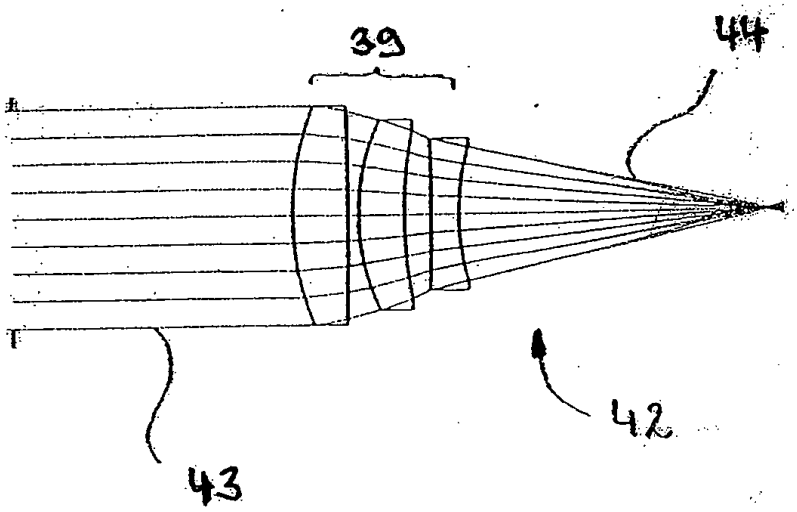


Fig. 9

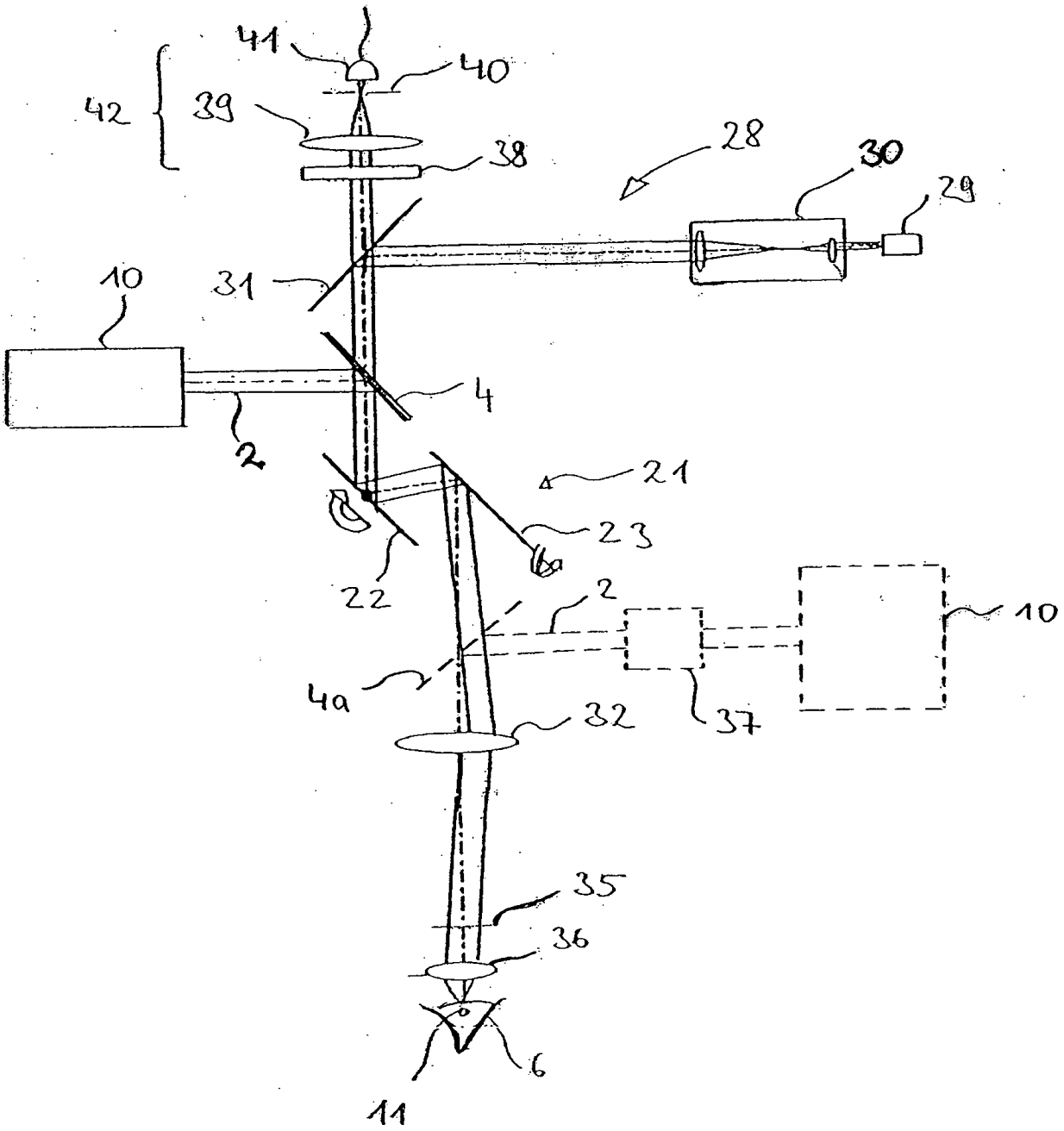


Fig. 11

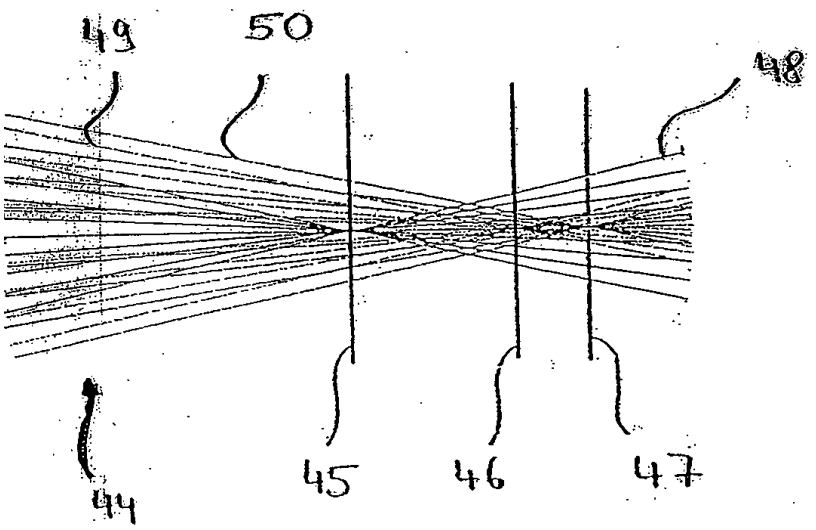


Fig. 12

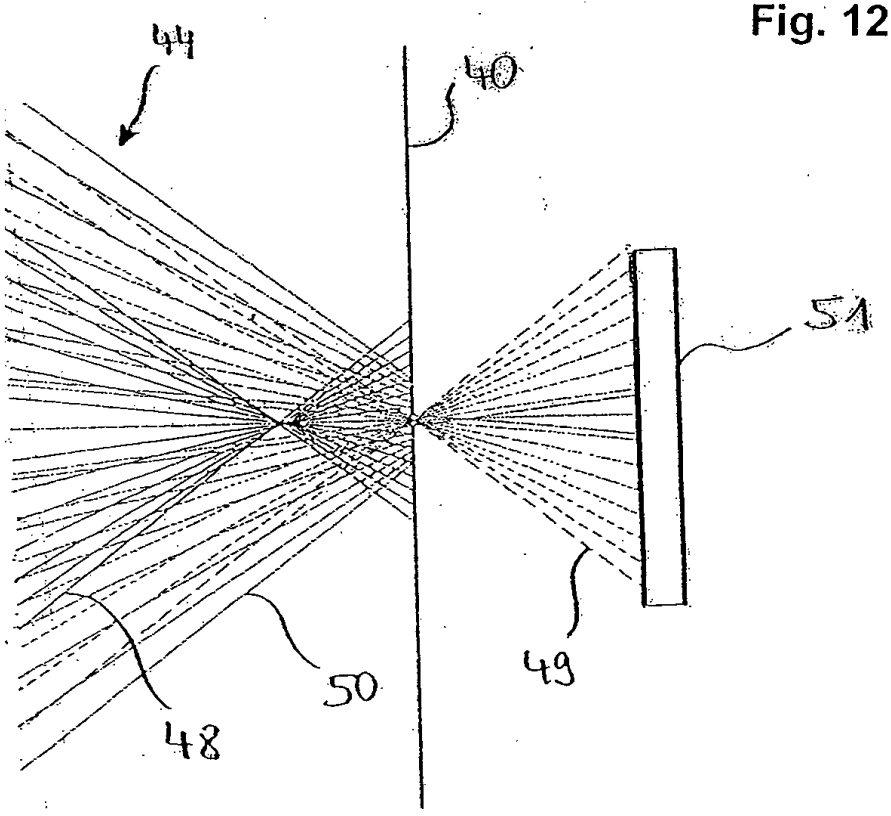


Fig. 13

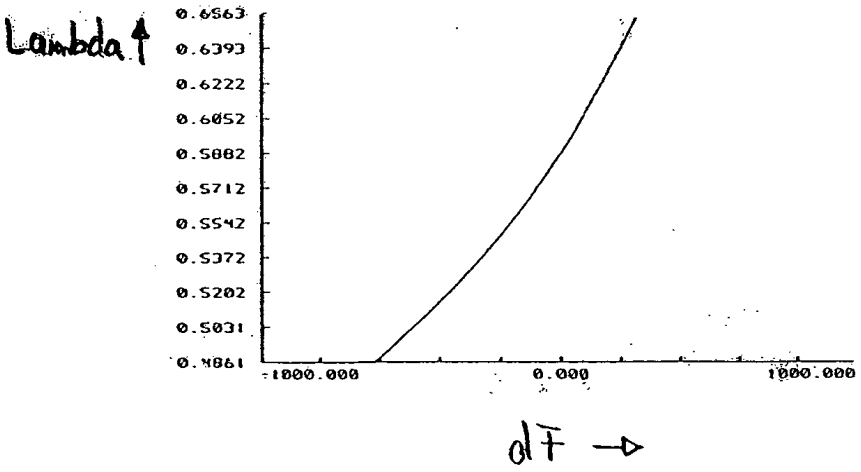

Lambda
0.6563
0.6393
0.6222
0.6052
0.5882
0.5712
0.5542
0.5372
0.5202
0.5031
0.4861
-1000.000
0.000
1000.000
dT

Fig. 14

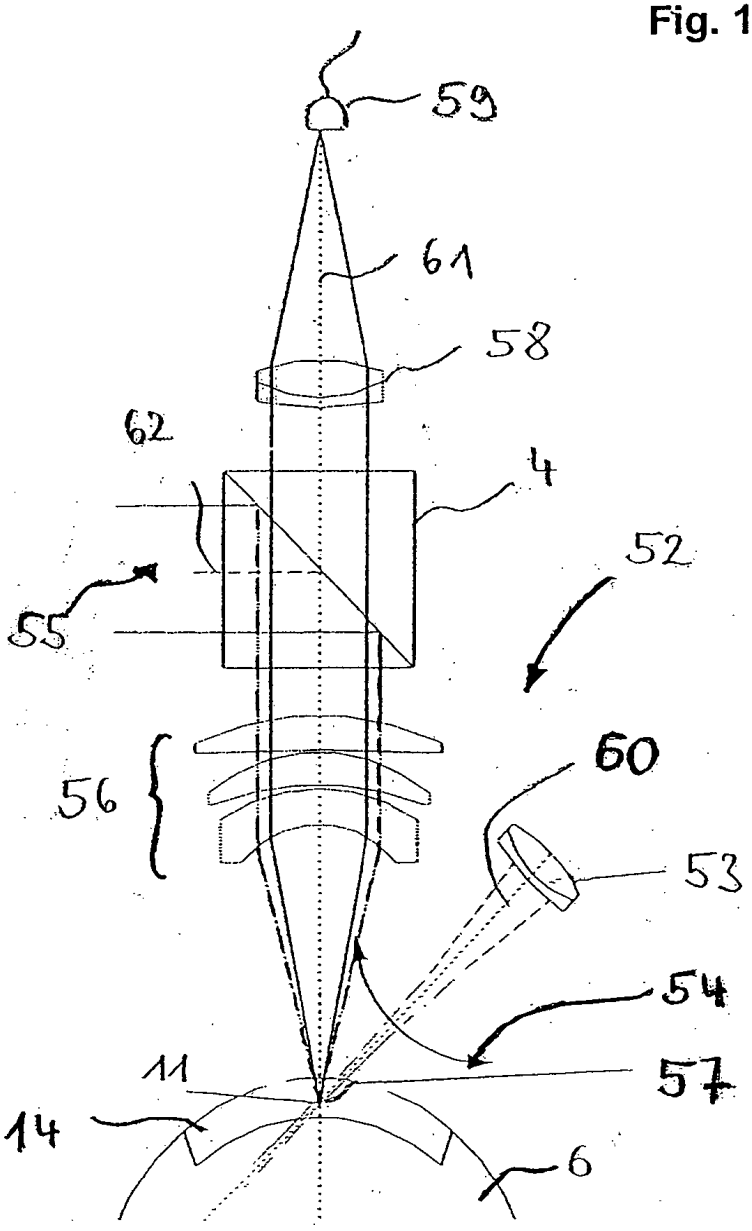

59
61
58
62
4
52
55
60
56
53
54
11
57
14
6

Fig. 15

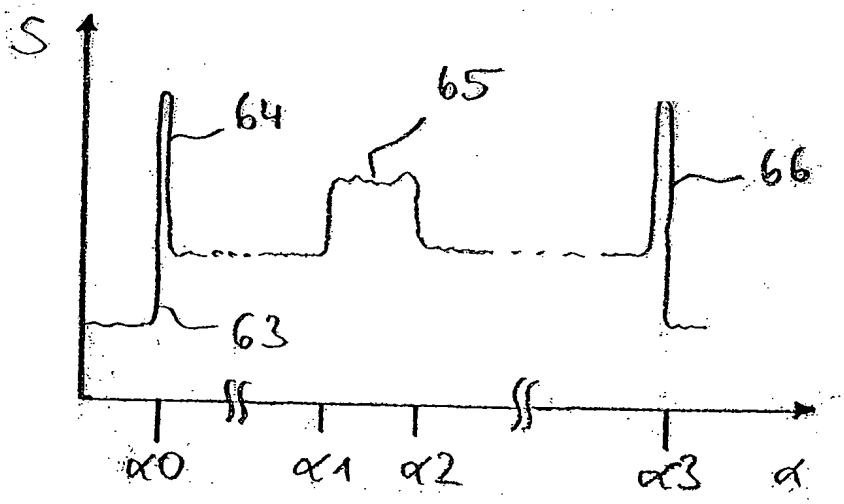
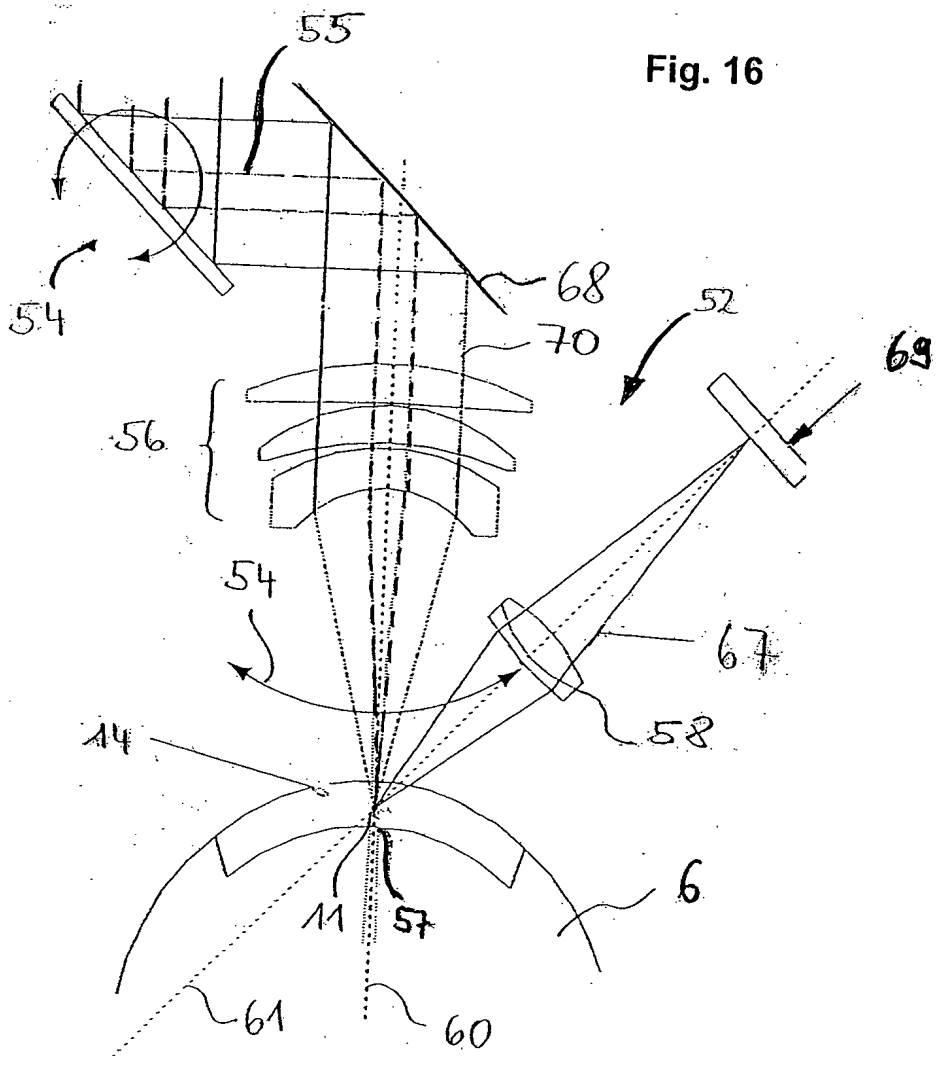


Fig. 16



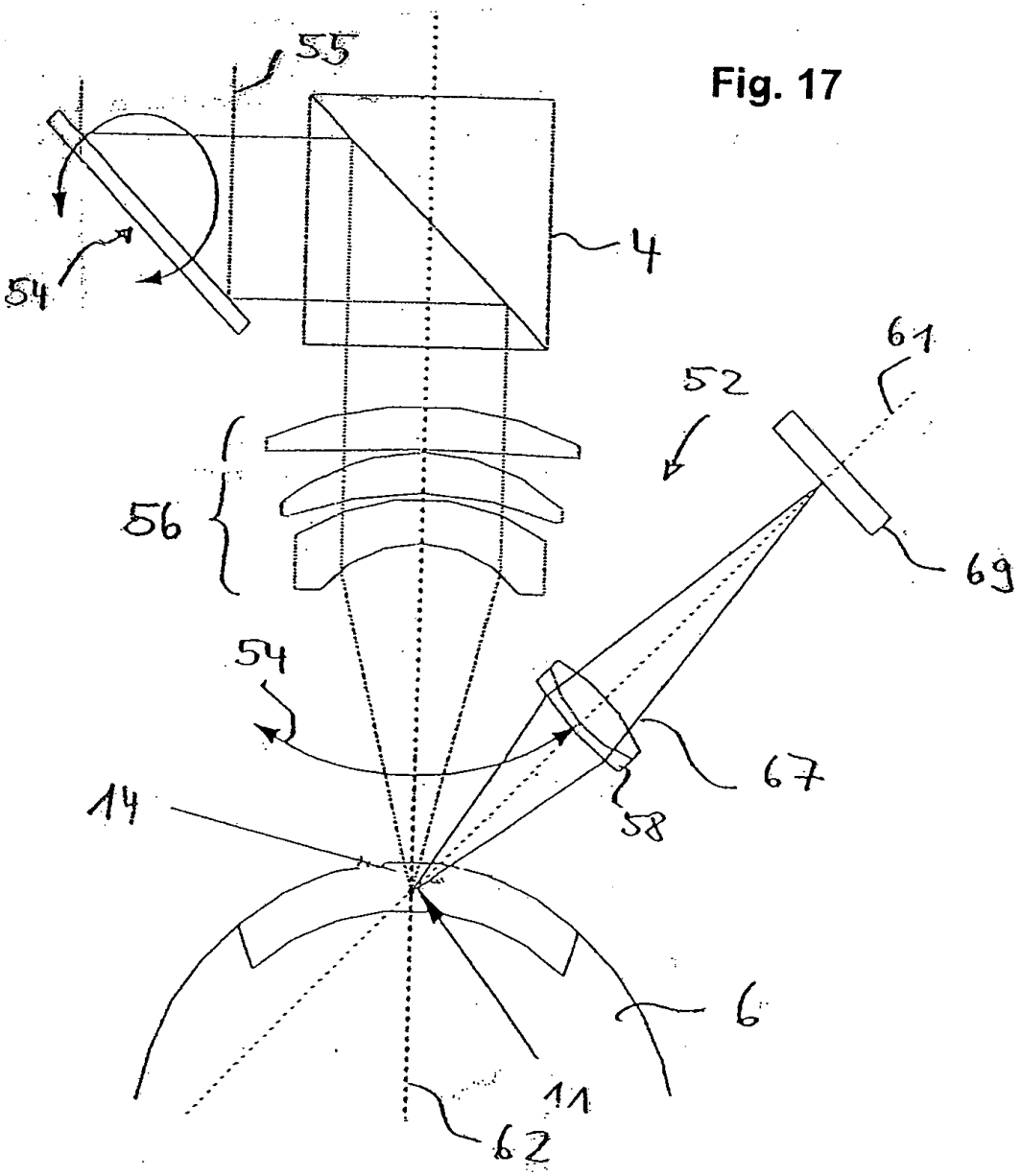
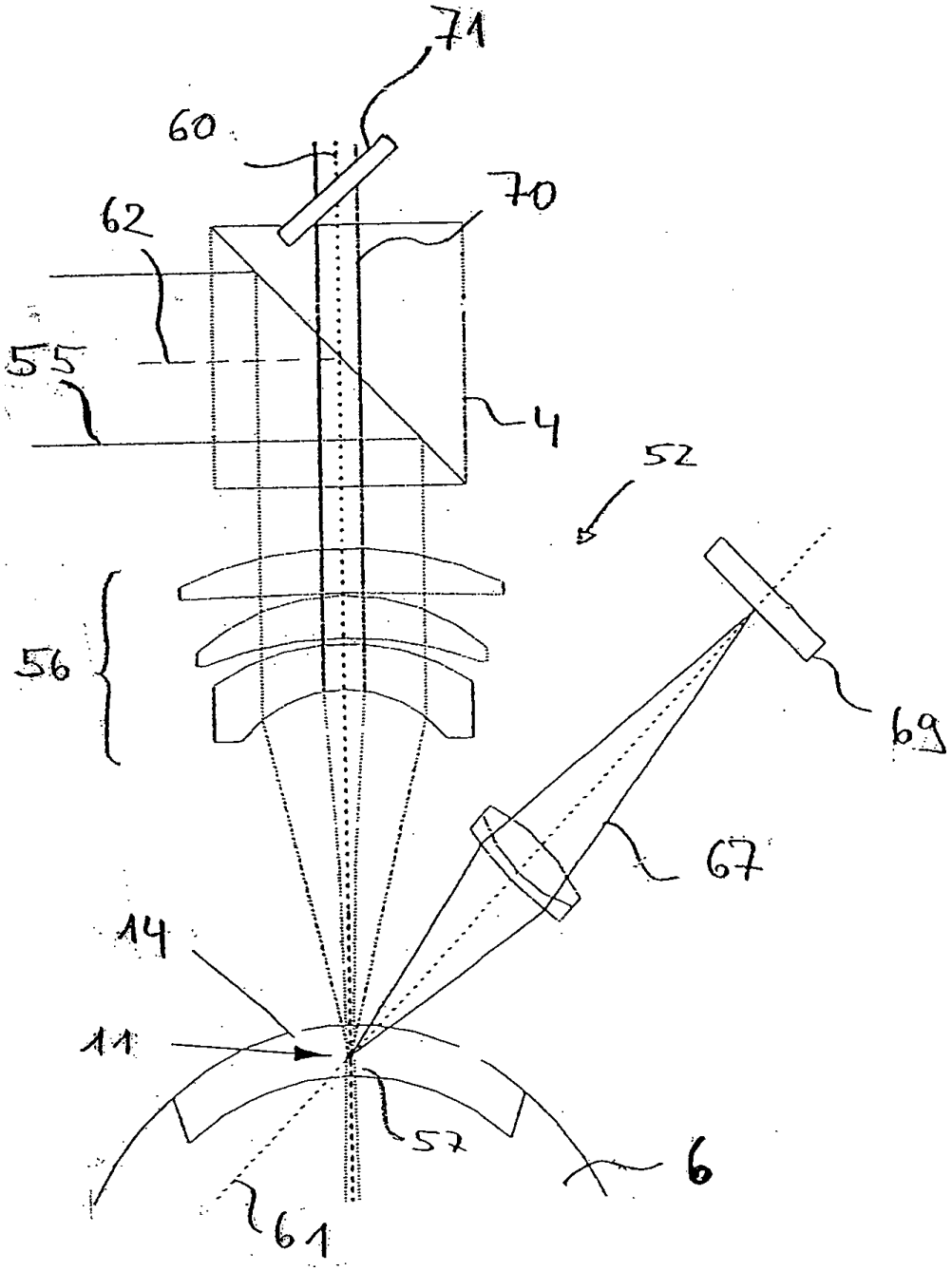


Fig. 17

Fig. 18



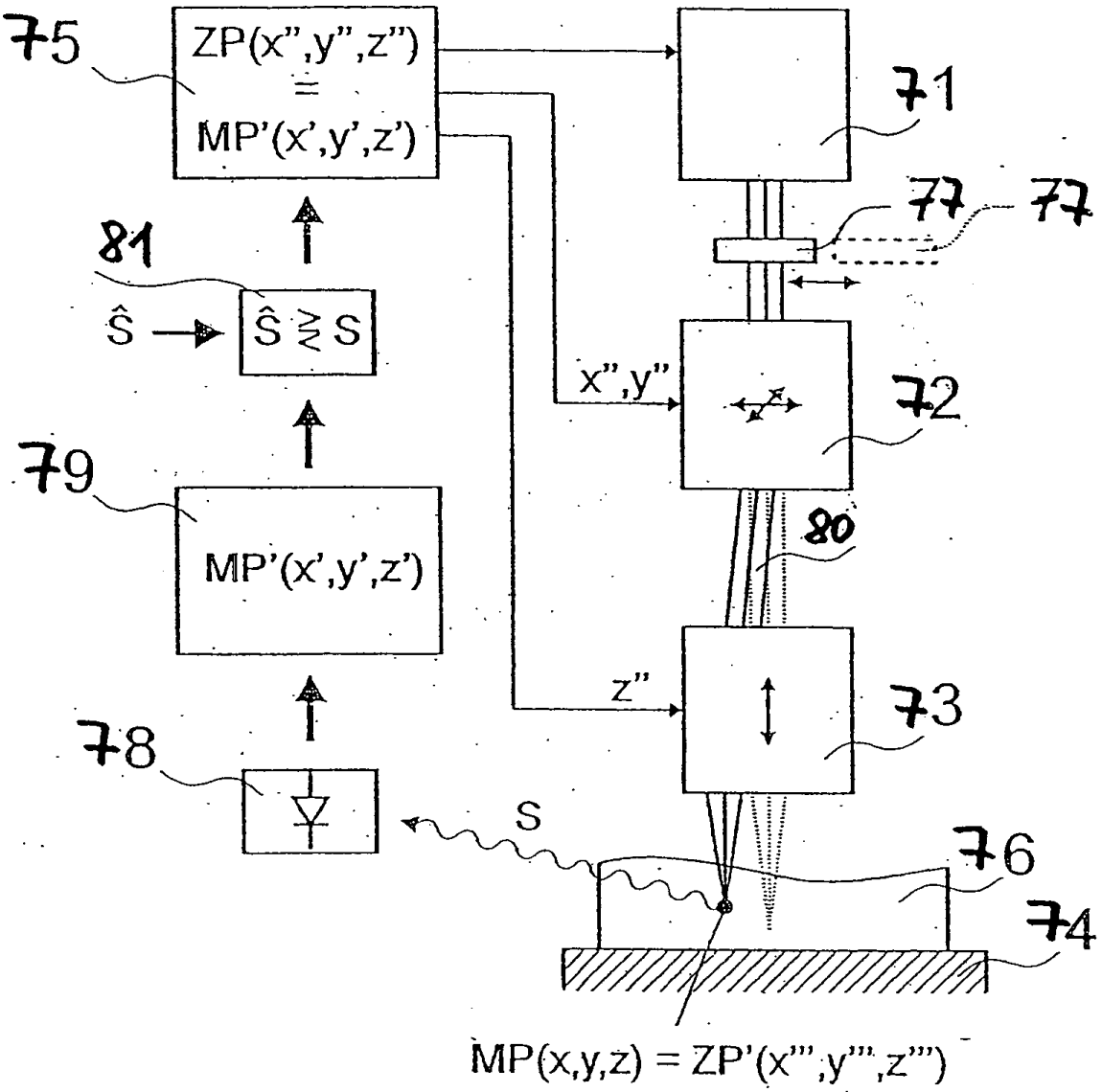

75
ZP(x",y",z")
=
MP'(x',y',z')
71
77
77
81
Ŝ
Ŝ ≷ S
x",y"
72
79
MP'(x',y',z')
80
z"
73
78
S
76
74
MP(x,y,z) = ZP'(x"',y"',z"')

FIG. 19

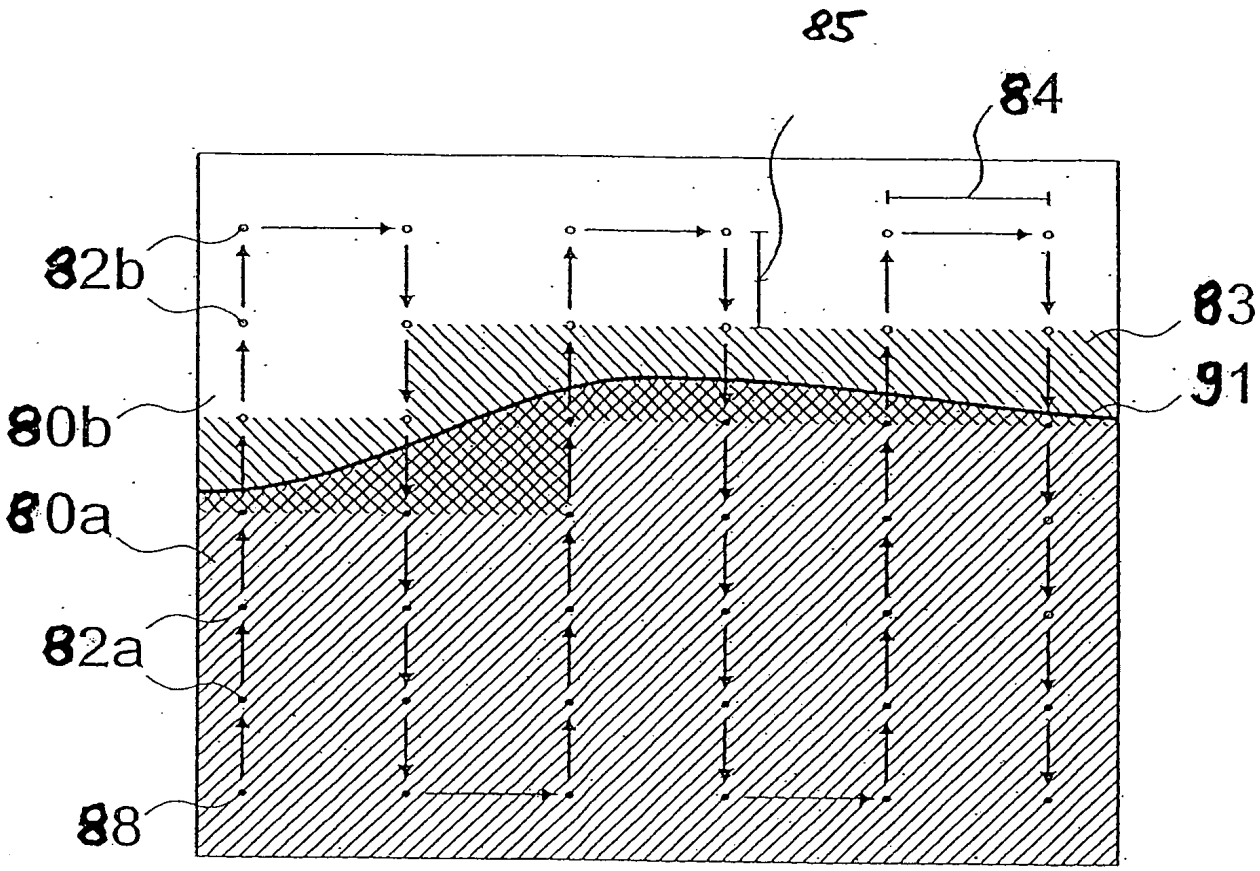


FIG. 20

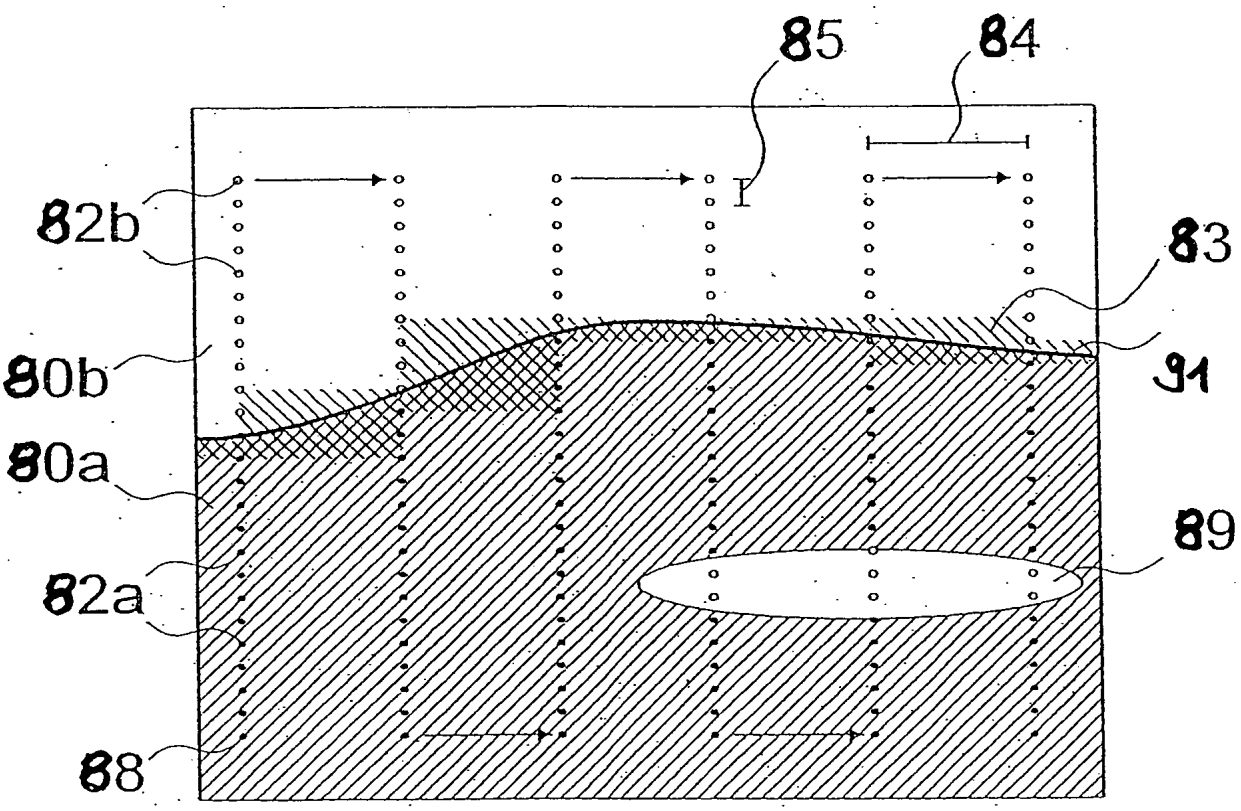


FIG. 21

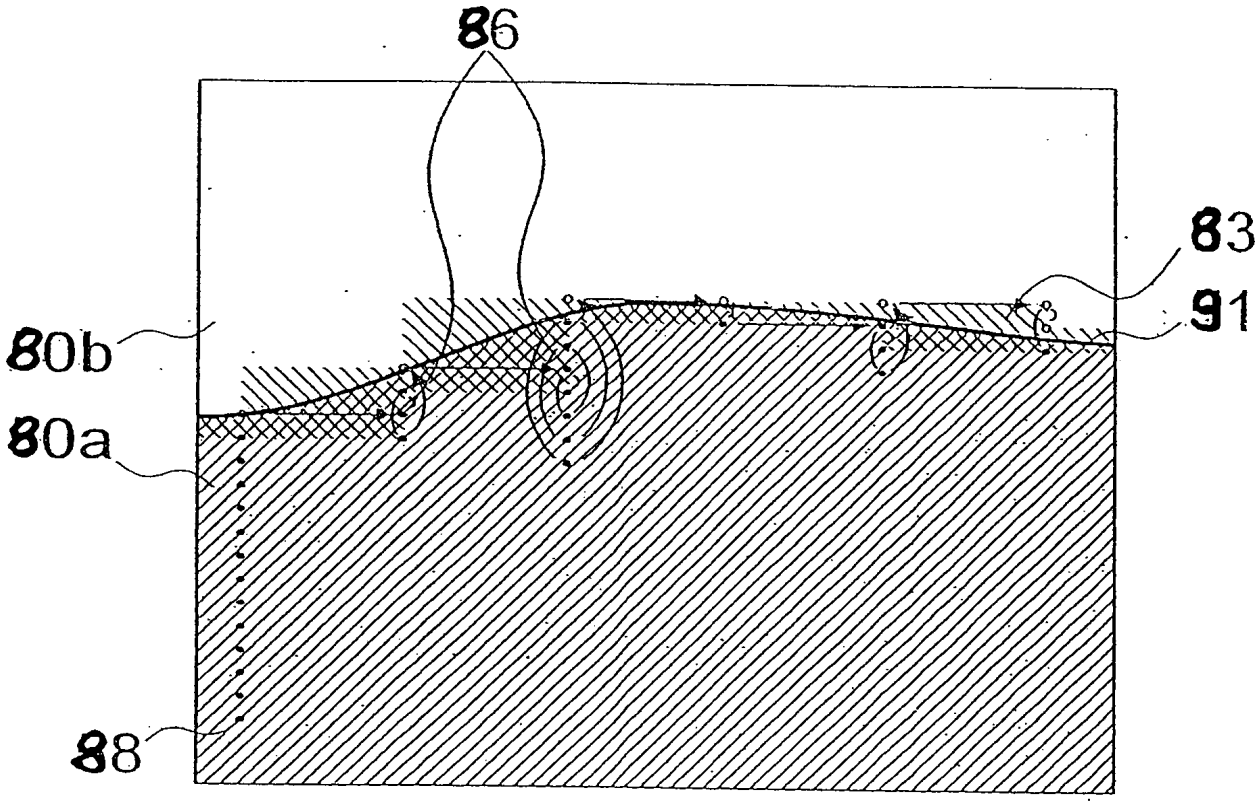


FIG. 22