



(10) **DE 10 2013 219 829 A1** 2015.04.02

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2013 219 829.9**

(22) Anmeldetag: **30.09.2013**

(43) Offenlegungstag: **02.04.2015**

(51) Int Cl.: **A61F 9/009** (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Carl Zeiss AG, 07745 Jena, DE; Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE

(72) Erfinder:

Papastathopoulos, Evangelos, Dr., 07743 Jena, DE

(74) Vertreter:

GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.), 80687 München, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE 11 2008 002 383 T5
US 2013 / 0 158 531 A1
WO 2013/ 096 348 A1

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und System zum Einjustieren eines Laserbehandlungssystems am Auge**

(57) Zusammenfassung: Verfahren zum Justieren einer scannenden Laserbehandlungseinrichtung (2) am Auge (25), wobei das Verfahren folgende Schritte aufweist:
Verwenden einer Laserbehandlungseinrichtung (2), die aufweist

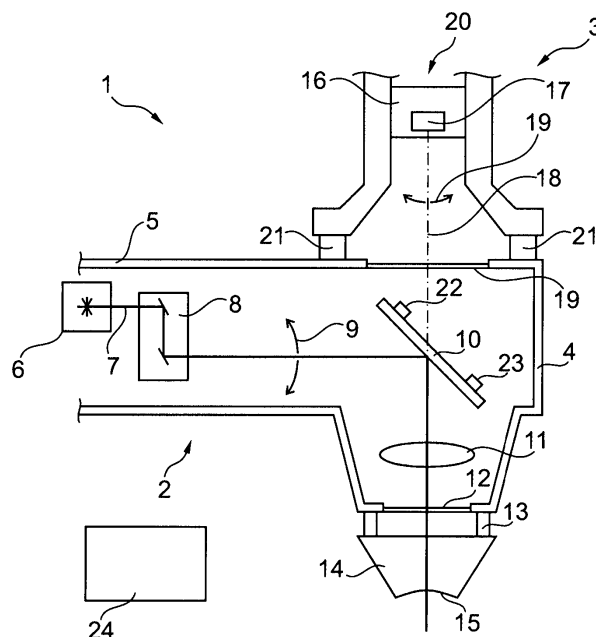
- eine Laserstrahlquelle (7) zur Abgabe von Behandlungslaserstrahlung,
- ein Handstück (4), in das die Behandlungslaserstrahlung eingekoppelt ist und das mindestens drei Markierungen (22, 23) und ein Austrittsende (12) zum Abgeben der Behandlungslaserstrahlung in das Auge (25) aufweist,
- einen steuerbaren Laserscanner (8), der zwischen der Laserstrahlquelle (7) und dem Austrittsende (12) angeordnet ist und mit der Justierstruktur starr verbunden ist, um die Behandlungslaserstrahlung scannend über das Auge (25) zu führen;

Verwenden eines OCT-Moduls (3) mit einem steuerbaren OCT-Scanner (17) zum scannenden Abbilden von Strukturen des Auges (25), wobei das Handstück (4) und das OCT-Modul (3) in einem ersten Zustand frei gegeneinander beweglich sind und das Handstück (4) eine Koppelstelle für das OCT-Modul (3) zur Abbildung des Auges (25) durch das Austrittsende (12) hindurch aufweist;

Abbilden der am Handstück (4) vorgesehenen Markierungen (22, 23) mit dem OCT-Modul (3) und Ermitteln einer ersten Relativlage zwischen den Markierungen (22, 23) des Handstücks (4) und dem OCT-Scanner (17);

Abbilden einer vorbestimmten Struktur des Auges (25) mit dem OCT-Modul (3) durch das Handstück (4) und das Austrittsende (12) hindurch und Ermittlung einer zweiten Relativlage zwischen der vorbestimmten Struktur und dem OCT-Scanner (17), und

Erzeugen von Signalen zur Ansteuerung des Laserscanners (8) auf Basis der ersten und der zweiten Relativlage.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zum Justieren einer scannenden Laserbehandlungseinrichtung am Auge sowie auf ein System zur Laserbehandlung mit scannender Laserstrahlung.

[0002] Viele Augenkrankheiten können mit Laserstrahlung behandelt werden. Ein prominentes Beispiel ist die Kataraktchirurgie, also der Austausch der getrübten Augenlinse gegen ein Implantat. Behandlungslaserstrahlung wird in das Patientenauge fokussiert, um Schnitte an vordefinierten Stellen zu erzeugen und die getrübte Augenlinse entfernenbar zu machen. Die Behandlungslaserstrahlung wird in das Auge fokussiert und die Fokusposition wird im Auge verstellt. Dazu ist ein Laserscanner vorgesehen, der die Laserstrahlung über das Auge scannt, beispielsweise eine gepulste Laserstrahlung durch Verstellung der Fokusposition so in der Augenlinse zu applizieren, dass diese zerkleinert wird und entfernt werden kann.

[0003] Für die Einwirkung der Laserstrahlung, insbesondere gepulster Laserstrahlung, müssen die Zielpunkte für die Fokusposition präzise auf vorbestimmte Strukturen des Auges gerichtet werden. Es ist dafür bekannt, ein dreidimensionales Bild zumindest der vorbestimmten Strukturen des Auges, in einigen Fällen auch des ganzen Auges, mittels optischer Kohärenztomographie zu erzeugen. Ein entsprechendes Verfahren sowie eine entsprechende Vorrichtung sind aus der US 2013/0102895 A1 bekannt. Dort wird der Strahlengang eines OCT-Moduls mit dem Strahlengang der Behandlungslaserstrahlung vereinigt und dann dem Laserscanner zugeführt. Dadurch wird erreicht, dass die OCT-Bildgebung exakt an derselben Stelle erfolgt, an der auch die Behandlungslaserstrahlung fokussiert ist. Ein systematisch ähnlicher Aufbau ist aus der US 8409921 B1 bekannt, die ebenfalls den Strahlengang eines OCT mit dem Strahlengang eines Behandlungslasers kombiniert und über einen gemeinsamen Laserscanner im Auge ablenkt.

[0004] In beiden genannten Vorrichtungen kann ein Kontaktglas verwendet werden, um eine Einkopplung der Strahlung in das Auge zu erleichtern und insbesondere das Auge räumlich zu fixieren. Gemäß US 2013/0102895 A1 können dabei Justiermarken am Kontaktglas vorgesehen werden, die mit an der Augenhornhaut vor dem Eingriff angebrachten Markierungen in Übereinstimmung gebracht werden, um das Auge in die richtige Position gegenüber dem Laserbehandlungssystem zu bringen. Die richtige Lage des Auges kann dabei mit einer zusätzlichen Kamera, die ein Weitbild des Kontaktglases und der Augenhornhaut erzeugt, überprüft werden. Die US 8409921 B1 verwendet für den Justiervorgang ein separates Operationsmikroskop, das vor dem Laserbehandlungssystem zum Einsatz kommt und nach

geeigneter Untersuchung des Auges durch das Laserbehandlungssystem ersetzt wird.

[0005] Die US 2009/0137993 A1 betrifft ebenfalls ein Laserbehandlungssystem, das Behandlungslaserstrahlung zur Modifikation bestimmter Strukturen des Auges einsetzt. Hier kann der Behandlungsfortschritt mittels eines optischen Kohärenztomographen (OCT) oder einer Kamera beobachtet werden und insbesondere die Fokuslage des Behandlungslasers während der Behandlung überprüft werden. Der OCT oder die Kamera bildet dazu den Bereich des Auges ab, in dem der Fokus verstellt wird. Der OCT und die Laserbehandlungseinrichtung können als getrennte oder als kombinierte Systeme vorhanden sein. Verwenden beide Systeme dasselbe Kontaktglas, kann der OCT verwendet werden, um nicht nur ausgewählte Bereiche vorbestimmter Augenstrukturen, die behandelt werden sollen, zu erfassen, sondern auch ausgewählte Bereiche des Kontaktglases abzubilden. In allen Ausführungsformen der US 2009/0137993, insbesondere in den Ausführungsformen, in denen für Behandlungslaserstrahlung und OCT-Abbildung jeweils eigene Scanner verwendet werden, dient der OCT dazu, die Lage des Fokus der Behandlungslaserstrahlung in den vorbestimmten Strukturen des Auges zu überprüfen, indem genau diese vorbestimmten Strukturen während des Behandlungseingriffes mit dem OCT abgebildet werden.

[0006] Um Fehlpositionierungen des Fokus der Behandlungslaserstrahlung im Auge auszuschließen, ist im Stand der Technik gemäß US 2009/0137993 A1 eine möglichst gleichzeitige Abbildung der entsprechenden Augenstrukturen mittels optischer Kohärenztomographie erforderlich. In Zeiträumen, in denen keine OCT-Abbildung erfolgt, kann die Lage des Fokus der Behandlungslaserstrahlung bezüglich der vorbestimmten, zu behandelnden Strukturen, nicht überwacht werden. Etwaige Bewegungen des Auges während solcher Zeiträume würden zu einer Fehlpositionierung des Fokus der Behandlungslaserstrahlung führen.

[0007] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Justieren einer scannenden Laserbehandlungseinrichtung am Auge sowie ein entsprechendes System zur Laserbehandlung abzugeben, mit denen aufwandsgering sichergestellt werden kann, dass die Behandlungslaserstrahlung exakt auf vorbestimmte Strukturen des Auges gerichtet wird.

[0008] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst mit einem Verfahren zum Justieren einer scannenden Laserbehandlungseinrichtung am Auge, wobei das Verfahren folgende Schritte aufweist:

- a) Verwenden einer Laserbehandlungseinrichtung, die aufweist
 - eine Laserstrahlquelle zur Abgabe von Behandlungslaserstrahlung,
 - ein Handstück, in das die Behandlungslaserstrahlung eingekoppelt ist und das mindestens drei Markierungen und ein Austrittsende zum Abgeben der Behandlungslaserstrahlung in das Auge aufweist,
 - einen steuerbaren Laserscanner, der zwischen der Laserstrahlquelle und dem Austrittsende angeordnet ist und mit der Justierstruktur starr verbunden ist, um die Behandlungslaserstrahlung scannend über das Auge zu führen;
- b) Verwenden eines OCT-Moduls mit einem steuerbaren OCT-Scanner zum scannenden Abbilden von Strukturen des Auges, wobei das Handstück und das OCT-Modul in einem ersten Zustand frei gegeneinander beweglich sind und das Handstück eine Koppelstelle für das OCT-Modul zur Abbildung des Auges durch das Austrittsende hindurch aufweist;
- c) Abbilden der am Handstück vorgesehenen Markierungen mit dem OCT-Modul und Ermitteln einer ersten Relativlage zwischen den Markierungen des Handstücks und dem OCT-Scanner;
- d) Abbilden einer vorbestimmten Struktur des Auges mit dem OCT-Modul durch das Handstück und das Austrittsende hindurch und Ermittlung einer zweiten Relativlage zwischen der vorbestimmten Struktur und dem OCT-Scanner, und
- e) Erzeugen von Signalen zur Ansteuerung des Laserscanners auf Basis der ersten und der zweiten Relativlage.

[0009] Die Aufgabe wird weiter gelöst durch ein System zur Laserbehandlung, das aufweist:

- eine Laserbehandlungseinrichtung, die aufweist
- eine Laserstrahlquelle zur Abgabe von Behandlungslaserstrahlung,
- ein Handstück, in das die Behandlungslaserstrahlung eingekoppelt ist und das mindestens drei Markierungen und ein Austrittsende zum Abgeben der Behandlungslaserstrahlung in das Auge aufweist,
- einen steuerbaren Laserscanner, der zwischen der Laserstrahlquelle und dem Austrittsende angeordnet ist und mit der Justierstruktur starr verbunden ist, um die Behandlungslaserstrahlung scannend über das Auge zu führen;
- ein OCT-Modul mit einem steuerbaren OCT-Scanner zum scannenden Abbilden von Strukturen des Auges, wobei das Handstück und das OCT-Modul in einem ersten Zustand frei gegeneinander beweglich sind und das Handstück eine Einkoppelstelle für das OCT-Modul zur Abbildung des Auges durch das Austrittsende hindurch aufweist, und
- eine Steuereinrichtung, die ausgebildet ist,

- das OCT-Modul zum Erzeugen eines Bildes der am Handstück vorgesehenen Markierungen mit dem OCT-Modul anzusteuern und aus dem Bild der Markierungen eine erste Relativlage zwischen den Markierungen und dem OCT-Scanner zu ermitteln,
- das OCT-Modul zum Erzeugen eines Bildes einer vorbestimmten Struktur des Auges durch das Handstück und das Austrittsende hindurch anzusteuern und aus dem Bild der Markierungen eine zweite Relativlage zwischen der vorbestimmten Struktur und dem OCT-Scanner zu ermitteln und
- Signale zur Ansteuerung des Laserscanners auf Basis der ersten und der zweiten Relativlage zu erzeugen.

[0010] Die Erfindung verwendet ein Handstück, das Markierungen aufweist, welche mit dem OCT-Modul erfasst werden und als Referenz für die Position des Handstücks und damit des Laserscanners verwendet werden. Anhand der Markierungen wird die Relativlage zwischen OCT-Modul und Handstück und damit letztlich zwischen OCT-Scanner und Laserscanner ermittelt. Obwohl die Laserbehandlungseinrichtung (und damit der Laserscanner) und das OCT-Modul (und damit der OCT-Scanner), frei gegeneinander beweglich sind, ist durch die Abbildung der Markierungen mit dem OCT-Modul die Relativlage zwischen den genannten Elementen bekannt. Erfasst man mit dem OCT-Modul vorbestimmte Strukturen im Auge, hat man eine zweite Relativlage ermittelt, nämlich zwischen den vorbestimmten Strukturen und dem OCT-Scanner. Aufgrund der bekannten ersten Relativlage kennt man automatisch auch die (dritte) Relativlage zwischen dem Laserscanner und den vorbestimmten Strukturen. Die Position des Fokus der Behandlungslaserstrahlung kann hochpräzise gegenüber den vorbestimmten Strukturen eingestellt werden.

[0011] Das erfindungsgemäße Vorgehen erlaubt es, eine Laserbehandlungseinrichtung und ein OCT-Modul zu verwenden, die als eigenständige Geräte ausgeführt sind. Insbesondere kann das OCT-Modul in einem Operationsmikroskop vorgesehen werden. Handstück und OCT-Modul können an eigenständigen Gestellen befestigt werden, ohne dass man über eine Gestellbefestigung eine mechanisch und signaltechnisch aufwändige Lagenbestimmung vornehmen müsste.

[0012] Das OCT-Modul hat aufgrund des verwendeten Messprinzips einen sehr großen axialen Messbereich. Es ist deshalb in einer Ausführungsform vorgesehen unproblematisch, sowohl die gegenüber dem Laserscanner ortsfesten Markierungen, als auch die zu erfassenden Strukturen des Auges simultan oder im wesentlichen simultan, auf jeden Fall ohne große aufwändige Verstellung eines optischen Messgerä-

tes zu erfassen. Dies ist besonders vorteilhaft, wenn der erste Zustand, in dem das OCT-Modul mit dem Handstück nicht starr verbunden ist, auch während des Betriebs des Laserbehandlungssystems beibehalten wird. Durch wiederholtes Erfassen der Lage der Markierungen und der vorbestimmten Strukturen des Auges können erste und zweite Relativlagen ständig ermittelt werden. Etwaige Relativbewegungen zwischen OCT-Modul und Handstück und/oder zwischen Handstück und Auge werden so umgehend erkannt und können bei der Ansteuerung des Laserscanners sofort berücksichtigt werden.

[0013] Möchte man einen besonders aufwandsgeringes OCT-Modul verwenden, dessen axialer Messbereich kleiner ist als der Abstand zwischen den Markierungen und den vorbestimmten Strukturen des Auges, ist es zweckmäßig, eine Kupplung zwischen OCT-Modul und Handstück vorzusehen. Diese Kupplung muss lediglich in der Lage sein, eine starre Verbindung zwischen OCT-Modul und Handstück zu realisieren, ohne dass es auf eine genaue Justierlage bei dieser starren Verbindung ankäme. Durch Abbilden der Markierungen mit dem OCT-Modul wird die tatsächliche Relativlage des zwischen OCT-Scanner und Laserscanner, die nach dem Herstellen der starren Verbindung mittels der Kupplung vorhanden ist, hochpräzise ermittelt. Die Kupplung ist bevorzugt ohne Passstrukturen ausgestattet und bewirkt eine Genauigkeit der starren Verbindung im Zehntel-Millimeterbereich, nicht jedoch präziser.

[0014] Ein Beispiel für eine Kupplung ist ein einfacher elektromagnetischer Verschluss, der das OCT-Modul mit dem Handstück starr verbindet. Ist die starre Verbindung hergestellt, die einen zweiten Zustand des OCT-Moduls und des Handstücks darstellt, und wurde die erste Relativlage, die bei dieser starren Verbindung gegeben ist, ermittelt (entweder oder vor oder nach Herstellen der starren Verbindung), kann das OCT-Modul hinsichtlich seines axialen Messbereichs ohne irgendeine zeitliche Anforderung umgeschaltet werden. Das OCT-Modul muss dann nicht mehr die Forderung erfüllen, sowohl die vorbestimmten Strukturen als auch die Markierungen simultan oder im wesentlichen zeitgleich zu ermitteln, wobei der Begriff der „Zeitgleichheit“ sich auf die Zeitskala bezieht, in der sich die erste Relativlage oder die Relativlage zwischen Auge und Handstück verändern könnte. Wurde das OCT-Modul hinsichtlich seines axialen Messbereichs so verstellt, dass es nun die vorbestimmten Strukturen erfasst, wird die zweite Relativlage, d. h. die Relativlage zwischen OCT-Scanner und vorbestimmten Strukturen des Auges ermittelt. Dies kann beispielsweise dann erfolgen, wenn das Auge mit einem Kontaktglas, das am Austrittsende des Handstücks vorgesehen ist, verbunden wird. Aus Kenntnis der (nun starr eingestellten) ersten Relativlage und aus Messung der zweiten Relativlage kann die Ansteuerung des Laserscanners so erfol-

gen, dass der Fokus präzise bezüglich der vorbestimmten Strukturen des Auges platziert ist.

[0015] Diese Überwachung der zweiten Relativlage kann kontinuierlich erfolgen, was den Vorteil hat, dass eine möglichst starre Befestigung des Auges am Kontaktglas, wie sie der Stand der Technik immer anstrebt, nicht mehr erforderlich ist. Vielmehr ist eine Fixierung des Auges nunmehr auch mit gewissem Spiel möglich, da eine Variation der Augenposition durch die OCT-Erfassung der vorbestimmten Strukturen und die Ermittlung der zweiten Relativlage sofort erkannt wird und bei der Ansteuerung des Laserscanners berücksichtigt werden kann. Eine somit gegenüber dem Stand der Technik deutlich rigidere Verbindung von Auge und Kontaktglas ist für einen Patienten angenehmer und hat auch hinsichtlich der Durchführung des laserchirurgischen Eingriffs Vorteile, da eine Bewegung zwischen Auge und Handstück, die im Stand der Technik bereits zum Abbruch des Verfahrens führen würde, nunmehr toleriert werden kann. Sie wird durch die Erfassung der zweiten Relativlage auf Basis der Abbildung des OCT-Moduls sofort erkennbar und bei der Ansteuerung des Laserscanners ausgleichbar.

[0016] Insbesondere für einen einfachen Aufbau des OCT-Moduls dahingehend, dass kein großer axialer Messbereich gefordert ist, ist deshalb eine Ausführung der Erfindung bevorzugt, die im Verfahren nach Schritt b) oder c) das Fixieren der ersten Relativlage durch Bringen des Handstücks und des OCT-Moduls in den zweiten Zustand, in dem das Handstück und das OCT-Modul starr verbunden sind, aufweist. Für das System ist analog vorgesehen, dass das Handstück und/oder das OCT-Modul eine Kupplung zur starren Verbindung des Handstücks mit dem OCT-Modul aufweist. Die Kupplung kann ausschließlich an einem der beiden zu verbindenden Partner vorgesehen werden, beispielsweise in Form eines aktivierbaren elektromagnetischen Verschlusses am Handstück oder am OCT-Modul. Alternativ kann die Kupplung auch an beiden Partnern vorgesehen werden, beispielsweise in Form eines mechanischen Schnapp- oder Rastverschlusses, eines Bajonett-Verschlusses etc.

[0017] Das Fixieren des Auges während des laserchirurgischen Eingriffs ist vorteilhaft. Es ist deshalb zu bevorzugen, dass am Austrittsende zum Befestigen des Handstücks am Auge ein Kontaktglas angebracht ist. Die Lage dieses Kontaktglases ist für das erfindungsgemäße Justieren ohne weitere Bedeutung, da durch den erfindungsgemäßen Ansatz sowohl die erste Relativlage zwischen OCT-Scanner und Laserscanner, als auch die zweite Relativlage zwischen OCT-Scanner und vorbestimmten Strukturen des Auges bekannt ist. Auf eine aufwändige Justierung des Kontaktglases gegenüber dem Auge, wie

sie der Stand der Technik zum Teil benötigt, kann deshalb verzichtet werden.

[0018] Die drei Markierungen dienen dazu, die räumliche Lage des Handstücks und damit letztlich des Laserscanners gegenüber dem OCT-Scanner präzise zu ermitteln. Hierfür genügen drei punktsymmetrische Markierungen.

[0019] Die Markierungen sind am Handstück angeordnet. Eine besonders einfache Bauweise sieht einen Strahlteiler vor, über den der OCT-Messstrahl in einen Strahlengang des Behandlungslaserstrahls einkoppelbar ist. An diesem Strahlteiler können in einer bevorzugten Ausführungsform die Markierungen angebracht werden, insbesondere in Form lokaler Brechzahlvariationen.

[0020] Das Handstück enthält den Laserscanner. In einer Ausführungsform hat es eine Koppelstelle, z. B. einen Lichtleitfaseranschluss für ein Einspeisen der Behandlungslaserstrahlung. In einer alternativen Ausführungsform ist die Laserstrahlquelle im Handstück angeordnet.

[0021] Der Strahlteiler kann auch Spiegel aufweisen, welche den OCT-Messstrahl umlenken und auch weitere, am Handstück befestigte Spiegelemente, insbesondere in Form von Retroreflektoren, lenkt, die den OCT-Messstrahl über die Spiegel wieder zum OCT-Modul zurückleiten. Die Spiegel am Strahlteiler sind zweckmäßigerweise möglichst klein ausgeführt, um in der übrigen Fläche des Strahlteilers ein Einkoppeln des OCT-Messstrahls in den Strahlengang des Behandlungslaserstrahls nicht zu stören.

[0022] Ein anderer Ort zum Vorsehen der Markierungen ist an einem optischen Element, bevorzugt einer Linse, das/die der Austrittsöffnung vorgelagert ist. Auch hier können die Markierungen als lokale Brechzahlvariationen vorgesehen werden, da diese mit der OCT-Technik gut erkennbar sind.

[0023] Um die Abbildung der vorbestimmten Strukturen des Auges mit dem OCT-Modul möglichst wenig zu beeinflussen und zugleich auch möglichst wenig Störungen für die Führung des Behandlungslaserstrahls zu verursachen, ist es zu bevorzugen, die Markierungen am Rande oder außerhalb einer Pupille des die Behandlungsstrahlung führenden Strahlengangs des Handstücks anzuordnen.

[0024] Die Markierungselemente sind generell möglich in Form von 3-D geometrischer Strukturen oder lokaler Variationen der Brechzahl oder einer Beschichtungsstruktur eines optischen Elementes, das in dem Strahlengang liegt, auf dem der OCT-Messstrahl durch das Handstück läuft. Die Markierungen müssen nicht zwingend nach der Einkopplung des

OCT-Messstrahls in dem Strahlengang des Behandlungslaserstrahls liegen.

[0025] Das erfindungsgemäße Verfahren kann in einer Ausführungsform wie folgt ablaufen:

Die Laserbehandlungsvorrichtung mit ihrem Handstück ist zu Beginn getrennt vom OCT-Modul, das insbesondere Bestandteil eines Operationsmikroskops sein kann. Nun wird das Handstück an das OCT-Modul, insbesondere das Operationsmikroskop verbunden, d. h. angedockt, wobei in einer Weiterbildung mittels des OCT-Moduls der Andockvorgang hinsichtlich der Ausrichtung von Handstück und OCT-Modul (Operationsmikroskop) überwacht werden kann. Auf jeden Fall werden vor, bei oder nach dem Andocken die Markierungen mit dem OCT-Modul abgebildet, um im angedockten Zustand die erste Relativlage zwischen den Markierungen und dem OCT-Scanner zu ermitteln. Dieser Abschnitt findet im erfindungsgemäßen Verfahren oder mit dem erfindungsgemäßen System statt.

[0026] Dann wird das Handstück in diesem zweiten Zustand, in dem OCT-Modul und Handstück starr miteinander verbunden sind, am Auge angebracht. Dazu wird ein geeignetes Kontaktglas verwendet, das, wie nachfolgend noch beschrieben wird, auch einen fluidischen Kontakt zum Auge haben kann, wie es in der US 2003/0102895 A1 geschildert ist. Dieser Schritt muss ebenso wie der nachfolgende Behandlungsschritt, in dem Behandlungslaserstrahlung am Auge eingebracht wird, nicht mehr Bestandteil des Verfahrens zum Justieren oder des Systems sein, sondern kann bereits Bestandteil eines Behandlungsverfahrens sein.

[0027] Abschließend werden die Verbindungen zwischen Handstück und Auge sowie OCT-Modul (Operationsmikroskop) und Handstück wieder getrennt. Dabei muss das Kontaktglas nicht fest mit dem Handstück verbunden sein. Es ist auch möglich, dass das Handstück in einem separaten Schritt mit dem Kontaktglas verbunden wird, beispielsweise nachdem Handstück und OCT-Modul verbunden wurden. Gleiches gilt auch für das Lösen. Man kann das Handstück vom Kontaktglas lösen, das sich noch auf dem Auge befindet.

[0028] Es versteht sich, dass die vorstehend genannten und die nachstehend noch zu erläuternden Merkmale und Ausführungsformen nicht nur in den angegebenen Kombinationen, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung einsetzbar sind, ohne den Rahmen der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

[0029] Nachfolgend wird die Erfindung beispielsweise anhand der beigefügten Zeichnungen, die auch erfindungswesentliche Merkmale offenbaren, noch näher erläutert. Es zeigen:

[0030] Fig. 1 eine Schemadarstellung eines Systems zur Laserbearbeitung umfassend ein OCT-Modul und eine Laserbehandlungseinrichtung,

[0031] Fig. 2 die räumliche Anordnung von OCT-Modul und Laserbehandlungseinrichtung der Fig. 1 gegenüber einem zu behandelnden Auge,

[0032] Fig. 3 eine Darstellung ähnlich der Fig. 2 in einem Zustand direkt vor Beginn der Behandlung,

[0033] Fig. 4–Fig. 7 unterschiedliche Ausführungsformen des Handstücks der Fig. 1 bezüglich der Anordnung von Markierungen,

[0034] Fig. 8 eine Draufsicht auf eine Linse des Handstücks in der Bauweise der Fig. 4, und

[0035] Fig. 9 verschiedene mögliche Formen für die im Handstück verwendeten Markierungen.

[0036] Fig. 1 zeigt schematisch ein System 1 zur Laserbehandlung. Das System 1 umfasst eine Laserbehandlungseinrichtung 2 und ein OCT-Modul 3. Die Laserbehandlungseinrichtung 2 weist ein Handstück 4 auf, das ein gegenüber dem zu behandelnden Auge positionierbares Handstück 4 hat. Das Handstück 4 ist in einem Gehäuse 5 angeordnet, das in einer Ausführungsform über Stative etc. schwenkbar und dreidimensional einstellbar gehalten ist. Die Laserbehandlungseinrichtung 2 weist einen Laser 6 auf, der in einer Ausführungsform außerhalb des Gehäuses 5 des Handstücks 4 liegt. In einer anderen Ausführungsform ist der Laser 6 im Gehäuse 5 angeordnet.

[0037] Der Laser 6 gibt einen Behandlungslaserstrahl 7 ab, der von einem Laserscanner 8 zweiaxsig abgelenkt wird. Diese Ablenkung des Behandlungslaserstrahls ist durch einen Doppelpfeil 9 veranschaulicht. Über einen Strahlteiler 10, dessen Funktion später noch erläutert werden wird, wird der Behandlungslaserstrahl 7 zu einer Linse 11 und von dort zu einem Austrittsende 5 des Handstücks 4 geführt. Vom Austrittsende 12 fällt der Behandlungslaserstrahl 7 auf ein zu behandelndes Auge (in Fig. 1 nicht dargestellt). Zur Fixierung des Auges ist in einer Ausführungsform ein Kontaktglas 14 vorgesehen, das über eine lösbare Befestigungseinrichtung 13, beispielsweise eine Unterdruckbefestigung, am Austrittsende 12 des Handstücks 4 befestigt ist. Das Kontaktglas 14 hat eine Unterseite 15, die an eine Hornhaut des zu behandelnden Auges angelegt wird und dieser eine bekannte Form verleiht. Die Befestigung der Unterseite 5 an der Hornhaut des Auges erfolgt bevorzugt mit Unterdruck, wie dies im Stand der Technik anderweitig bekannt ist. Es sind auch Ausführungsformen für ein Kontaktglas 14 bekannt, das eine fluidische Schnittstelle zur Hornhaut des Auges hat. Hierzu wird exemplarisch auf die US 2013/0102895 A1 verwiesen. Ein solches Kon-

taktglas verformt die Augenhornhaut nicht, obschon auch dann eine Unterdruckbefestigung des Kontaktglases am Auge stattfindet oder stattfinden kann.

[0038] Das OCT-Modul 3 befindet sich außerhalb des Gehäuses 5 und ist gegenüber dem Handstück 4 in einem ersten Zustand frei beweglich. Fig. 2 zeigt einen zweiten Zustand, in dem das OCT-Modul 3 über eine noch zu beschreibende Kupplung mit dem Gehäuse 5 des Handstücks 4 starr verbunden ist. Das OCT-Modul 3 hat einen optischen Kohärenztomographen (OCT) 16, der einen OCT-Scanner 17 hat, welcher einen OCT-Messstrahl 18 zweidimensional ablenkt. Der OCT-Messstrahl 18 wird über ein Fenster 19 im Gehäuse 5 des Handstücks 4 eingekoppelt. Das Fenster 15 stellt eine Koppelstelle für den OCT-Messstrahl 18 dar. Der OCT-Messstrahl 18 fällt durch den Strahlteiler 10 und wird so in den Strahlengang des Behandlungslaserstrahls 7 eingekoppelt und fällt letztlich auf das Auge. Somit kann man mit dem OCT 16 ein Abbild des Auges erfassen. In der in Fig. 1 dargestellten Ausführungsform ist das OCT-Modul Bestandteil eines Operationsmikroskops 20. Über eine Kupplung 21, die in der dargestellten Ausführungsform als elektromagnetischer Verschluss am Operationsmikroskop 20 ausgebildet ist, kann das OCT-Modul 3 starr mit dem Gehäuse 5 des Handstücks 4 verbunden werden.

[0039] Der OCT-Scanner 17 lenkt den OCT-Messstrahl 18 zweidimensional ab. Dies ist durch einen Pfeil 19 veranschaulicht. Der dadurch realisierte Abbildungsbereich erfasst insbesondere Markierungen 22, 23, die an der (bezogen auf den Einfall des Behandlungslaserstrahls 7) rückwärtigen Seite des Strahlteilers 10 angeordnet sind. Da der Strahlteiler 10 im Gehäuse 5 fest angeordnet ist, liegen auch die Markierungen 22, 23 in fester Lage zum Laserscanner 8. Das OCT-Modul 3 kann die Markierungen 22, 23 abbilden und somit die Relativlage zwischen OCT-Scanner 17 und Laserscanner 8 ermitteln. Auch kann das OCT-Modul 3 die Lage vorbestimmter Strukturen im Auge erfassen, so dass die zweite Relativlage zwischen diesen vorbestimmten Strukturen und dem OCT-Scanner 17 bekannt ist.

[0040] Das OCT-Modul 3 und die Laserbehandlungseinrichtung 2 werden von einem, ggf. auch mehrteilig ausgeführten, Steuergerät 24 angesteuert. Das Steuergerät 24 erfasst insbesondere die vom OCT-Modul 3 bereitgestellten Daten als Bilddaten, ermittelt darin die erste Relativlage zwischen OCT-Scanner und Markierungen 22, 23, beispielsweise in Form von Relativkoordinaten der Markierungen 22, 23, ermittelt weiter aus dem Bild des Auges die Relativlage zwischen OCT-Scanner 17 und vorbestimmten Strukturen des Auges und berücksichtigt erste und zweite Relativlage bei der Ansteuerung des Laserscanners 8.

[0041] Der Laserscanner **8** bewirkt eine dreidimensionale Verstellung des Fokus des Behandlungslaserstrahls **7**.

[0042] **Fig. 2** zeigt zwei verschiedene Stufen der Anwendung des Systems **1** vor der eigentlichen Laserbehandlung. Diese Stufen werden also ohne Mitwirkung eines Arztes ausgeführt, können insbesondere unter der Steuerung durch das Steuergerät **24** voll automatisch ablaufen.

[0043] **Fig. 2** zeigt eine erste Stufe, in der ein Auge **24** mit dem OCT-Modul **3** vermessen wird. Der OCT-Messstrahl **18** fällt dabei mehr oder weniger direkt auf eine Hornhaut **26** des Auges **25** ein. Unter „mehr oder weniger direkt“ ist dabei zu verstehen, dass der OCT-Messstrahl **18** nicht durch das Handstück **4** läuft. In der Stufe der **Fig. 1** werden vorbestimmte Strukturen des Auges vermessen. Diese Strukturen können insbesondere die Kristalllinse des Auges **5** umfassen, die in einer Kataraktoperation entfernt und durch ein Implantat ersetzt werden soll. In der ersten Stufe ist das Handstück **4** des Systems **1** noch nicht über dem Auge **25** platziert.

[0044] Ist die Vermessung der ersten Stufe abgeschlossen, wird das Handstück **4** über dem Auge **25** platziert, beispielsweise indem das am Austrittsende **12** vorgesehene Kontaktglas **14** auf die Hornhaut **26** des Auges **25** aufgesetzt wird. Das OCT-Modul **3** erfasst nun mit seinem OCT-Messstrahl **18** die vorbestimmten Strukturen des Auges **25** durch das Handstück **4** und insbesondere durch das Austrittsende **12** hindurch. Zugleich kann der Messstrahl **18** aufgrund des großen Tiefenmessbereiches des OCT-Moduls **3** auch die Markierungen **22, 23** im Handstück **4** (in **Fig. 3** nicht eingetragen) abbilden. Diese zwei Abbildungen erfolgen entweder simultan oder zeitlich so eng beabstandet, dass die Zeitspanne zwischen Abbildung der vorbestimmten Strukturen und der Markierungen kurz gegen die Zeitskala etwaiger Veränderungen der Relativlagen ist.

[0045] **Fig. 4** zeigt eine erste Ausführungsform hinsichtlich der Anordnung der Markierungen **22, 23**. Sie sind hier auf einer flachen Seite der Linse **11** angeordnet. Weiter ist rein exemplarisch in **Fig. 4** das Austrittsende **12** des Handstücks **4** identisch mit dem Kontaktglas **14**.

[0046] **Fig. 5** zeigt eine andere Ausgestaltung, bei der die Markierungen **22, 23** auf der (bezogen auf den Behandlungslaserstrahl **7**) Vorderseite des Strahlteilers **10** liegen.

[0047] **Fig. 6** zeigt eine Anordnung der Markierungen **22, 23** an der Innenseite des Fensters **19**. In einer anderen Ausführungsform können sie natürlich auch an der Außenseite sein.

[0048] **Fig. 7** zeigt eine Ausführungsform, bei der die Markierungen aus Spiegeln **28, 29** und Retroreflektoren **30, 31** gebildet sind. Die Spiegel **28, 29** an der Rückseite des Strahlteilers **10** lenken den einfallenden OCT-Messstrahl **18** zu den Retroreflektoren **30, 31** um, von wo sie zu dem OCT-Modul **3** zurückgeworfen werden.

[0049] **Fig. 8** zeigt exemplarisch die Verwendung von zehn Markierungen in Form von Punkten **33** an einer Fläche **32** eines optischen Elementes im Strahlengang zwischen Fenster **19** und Austrittsende **12** des Handstücks **4**. Es kann sich bei dieser Fläche beispielsweise um die in **Fig. 4** gezeigte Unterseite der Linse **11** handeln.

[0050] **Fig. 9** zeigt verschiedene Formen, die für die Markierungen möglich sind. Es kann sich dabei um punktsymmetrische Formen handeln, wie die Formen **33 bis 36** oder um nichtpunktsymmetrische Strukturen, wie die Form **37**.

[0051] Folgende optionale Weiterbildungen und Ausgestaltungen kommen für Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Systems bzw. Verfahrens zur Justierung in Frage:

Vorzugsweise wird die Markierung im Rahmen eines Beschichtungsprozesses eines optischen Elementes realisiert. Dabei kann die Beschichtung an ausgewählten Stellen durch Maskierung des Substrats gezielt vermieden, oder mit Hilfe einer Sputteranlage anschließend entfernt werden. Beispielsweise kann die Markierung im Rahmen eines Anti-Reflex-Beschichtungsprozesses realisiert werden. An der Stelle der Markierung wird also hiermit einen erhöhte Reflektivität des Substrats für die OCT-Wellenlänge erzielt.

[0052] Vorzugsweise liegt die Markierung am Rande bzw. außerhalb der Pupille des Strahlengangs des Behandlungslaserstrahls.

[0053] Da die laterale Auflösung der OCT-Aufnahme durch die numerische Apertur der Optik eingeschränkt ist (und typischerweise im Bereich von 10 µm liegt), werden bevorzugt Markierungen mit spezieller Form eingesetzt (siehe **Fig. 9**), um die Messgenauigkeit zu verbessern.

[0054] Für die Erfassung der Position dieser Markierungen werden bevorzugt Kantendetektionsalgorithmen eingesetzt, welche eine Formprimitive (z. B. Geraden, Kreise, Bögen, Ellipsen) der Markierung mit Subpixel-Genauigkeit ermitteln können.

[0055] Um die Messgenauigkeit weiter zu erhöhen, weisen die Markierungen bevorzugt eine Punktsymmetrie auf. Da gegenüberliegende Formprimitive mit demselben Abtastungsfehler erfasst werden, bleibt die Berechnung der Position des Symmetrie- bzw.

des Mittelpunktes unbeeinflusst von diesem Messfehler. In dieser Art und Weise wird die laterale Position der Markierungselements mit einer Messunsicherheit (MPE – Maximal Permissible Error) ermittelt, welche 5x bis 50x kleiner als eine laterale optische Auflösung des OCT-Moduls ist.

[0056] Um eine hohe Messgenauigkeit entlang der z-Achse (d. h. parallel zur optischen Hauptachse des OCT-Moduls) zu erzielen, ist bevorzugt die axiale z-Ausdehnung der Markierungen kleiner als 1 μm . Die Realisierung solcher Markierungen ist beispielsweise im Rahmen des oben beschriebenen Beschichtungsverfahrens möglich.

[0057] Weiterhin sind bevorzugt mehrere Markierungselemente (vorzugsweise 10 oder mehr) auf einer planen Fläche des optischen Elementes angebracht.

[0058] Die optische Fläche weist bevorzugt eine Planität kleiner als 1 μm auf. Damit kann die Genauigkeit bei der Messung der z-Position und der Kippung des optischen Elementes bzw. der Scaneinheit auf der Basis von statistischen Berechnungen (z. B. Mittelung) erhöht werden.

[0059] Der axiale Messbereich des OCT-Moduls ist durch den Scan-Bereich eingeschränkt. Wenn der Unterschied der optischen Weglängen zwischen dem Auge und der Markierung größer als der axiale Messbereich des OCT-Moduls **3** ist, ist eine zeitgleiche Messung der Positionen des Auges und der Scaneinheit nicht möglich. Dann können die zwei Positionen sequenziell durch eine Umschaltung des OCT **16** erfolgen.

[0060] In der Bauweise der **Fig. 7** wird der OCT-Messstrahl **18** im Handstück umgelenkt und anschließend mit Hilfe der Retroreflektoren rückgespiegelt. Durch die Lage der Retroreflektoren ist es möglich, den Unterschied der optischen Weglänge des OCT-Signals vom Auge und des Referenzsignals vom Retroreflektor kleiner als den Messbereich des OCT-Moduls zu gestalten. Damit ist eine gleichzeitige Erfassung einer Position der Markierungen und der Augentopographie und/oder von Strukturen im Auge möglich.

[0061] Die Markierungselemente weisen bevorzugt eine Formabweichung zwischen 0,01 μm und 10 μm auf (Voraussetzung für die genaue Kantendetektion).

[0062] Die Höhe der Markierungselemente liegt bevorzugt zwischen 0,05 μm und 1 μm .

[0063] Die Fläche des optischen Elements, welche die Markierungselemente trägt, weist bevorzugt eine Planität zwischen 0,05 μm (entspricht $\lambda/20$ bei 1.000 nm) und 1 μm (bzw. λ bei 1.000 nm) auf.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 2013/0102895 A1 [0003, 0004, 0037]
- US 8409921 B1 [0003, 0004]
- US 2009/0137993 A1 [0005, 0006]
- US 2009/0137993 [0005]
- US 2003/0102895 A1 [0026]

Patentansprüche

1. Verfahren zum Justieren einer scannenden Laserbehandlungseinrichtung (2) am Auge (25), wobei das Verfahren folgende Schritte aufweist:

- a) Verwenden einer Laserbehandlungseinrichtung (2), die aufweist
 - eine Laserstrahlquelle (7) zur Abgabe von Behandlungslaserstrahlung,
 - ein Handstück (4), in das die Behandlungslaserstrahlung eingekoppelt ist und das mindestens drei Markierungen (22, 23) und ein Austrittsende (12) zum Abgeben der Behandlungslaserstrahlung in das Auge (25) aufweist,
 - einen steuerbaren Laserscanner (8), der zwischen der Laserstrahlquelle (7) und dem Austrittsende (12) angeordnet ist und mit der Justierstruktur starr verbunden ist, um die Behandlungslaserstrahlung scannend über das Auge (25) zu führen;
- b) Verwenden eines OCT-Moduls (3) mit einem steuerbaren OCT-Scanner (17) zum scannenden Abbilden von Strukturen des Auges (25), wobei das Handstück (4) und das OCT-Modul (3) in einem ersten Zustand frei gegeneinander beweglich sind und das Handstück (4) eine Koppelstelle für das OCT-Modul (3) zur Abbildung des Auges (25) durch das Austrittsende (12) hindurch aufweist;
- c) Abbilden der am Handstück (4) vorgesehenen Markierungen (22, 23) mit dem OCT-Modul (3) und Ermitteln einer ersten Relativlage zwischen den Markierungen (22, 23) des Handstücks (4) und dem OCT-Scanner (17);
- d) Abbilden einer vorbestimmten Struktur des Auges (25) mit dem OCT-Modul (3) durch das Handstück (4) und das Austrittsende (12) hindurch und Ermittlung einer zweiten Relativlage zwischen der vorbestimmten Struktur und dem OCT-Scanner (17), und
- e) Erzeugen von Signalen zur Ansteuerung des Laserscanners (8) auf Basis der ersten und der zweiten Relativlage.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Verfahren nach Schritt b) oder c) weiter folgenden Schritt aufweist: Fixieren der ersten Relativlage durch Bringen des Handstücks (4) und des OCT-Moduls (3) in einen zweiten Zustand, in dem das Handstück (4) und das OCT-Modul (3) starr verbunden sind.

3. System zur Laserbehandlung, das aufweist:

- eine Laserbehandlungseinrichtung (2), die aufweist
- eine Laserstrahlquelle (7) zur Abgabe von Behandlungslaserstrahlung,
- ein Handstück (4), in das die Behandlungslaserstrahlung eingekoppelt ist und das mindestens drei Markierungen (22, 23) und ein Austrittsende (12) zum Abgeben der Behandlungslaserstrahlung in das Auge (25) aufweist,
- einen steuerbaren Laserscanner (8), der zwischen der Laserstrahlquelle (7) und dem Austrittsende (12) angeordnet ist und mit der Justierstruktur starr ver-

bunden ist, um die Behandlungslaserstrahlung scannend über das Auge (25) zu führen;

- ein OCT-Modul (3) mit einem steuerbaren OCT-Scanner (17) zum scannenden Abbilden von Strukturen des Auges (25), wobei das Handstück (4) und das OCT-Modul (3) in einem ersten Zustand frei gegeneinander beweglich sind und das Handstück (4) eine Einkoppelstelle für das OCT-Modul (3) zur Abbildung des Auges (25) durch das Austrittsende (12) hindurch aufweist, und
- eine Steuereinrichtung, die ausgebildet ist,
- das OCT-Modul (3) zum Erzeugen eines Bildes der am Handstück (4) vorgesehenen Markierungen (22, 23) mit dem OCT-Modul (3) anzusteuern und aus dem Bild der Markierungen (22, 23) eine ersten Relativlage zwischen den Markierungen (22, 23) und dem OCT-Scanner (17) zu ermitteln,
- das OCT-Modul (3) zum Erzeugen eines Bildes einer vorbestimmten Struktur des Auges (25) durch das Handstück (4) und das Austrittsende (12) hindurch anzusteuern und aus dem Bild der Markierungen (22, 23) eine zweite Relativlage zwischen der vorbestimmten Struktur und dem OCT-Scanner (17) zu ermitteln und
- Signale zur Ansteuerung des Laserscanners (8) auf Basis der ersten und der zweiten Relativlage zu erzeugen.

4. System nach Anspruch 3, wobei das Handstück (4) und/oder das OCT-Modul (3) eine Kupplung (21) zum starren Verbinden des Handstücks (4) mit dem OCT-Modul (3) aufweist.

5. Verfahren oder System nach einem der obigen Ansprüche, wobei am Austrittsende (12) ein Kontaktglas (14) zum Befestigen des Handstücks (4) am Auge (25) angebracht ist.

6. Verfahren oder System nach einem der obigen Ansprüche, wobei jede der Markierungen (22, 23) punktsymmetrisch (33) ist.

7. Verfahren oder System nach einem der obigen Ansprüche, wobei das Handstück (4) einen der Austrittöffnung vorgeordnete Strahlteiler (10) aufweist, der die Markierungen (22, 23) trägt, insbesondere in Form einer lokalen Brechzahlvariation.

8. Verfahren oder System nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei das Handstück (4) einen der Austrittöffnung vorgeordnete Strahlteiler (10) aufweist und die Markierungen aufweisen: Spiegel (28, 29) am Strahlteiler (10) und im Handstück (4) angeordnete Spiegelemente (30, 31), insbesondere in Form von Retroreflektoren.

9. Verfahren oder System nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei das Handstück (4) eine der Austrittöffnung vorgeordnete Linse (11) aufweist, die die

Markierungen (**22, 23**) trägt, insbesondere in Form einer lokalen Brechzahlvariation.

10. Verfahren oder System nach einem der obigen Ansprüche, wobei die Markierungen (**22, 23**) am Rande oder außerhalb einer Pupille eines die Behandlungsstrahlung führenden Strahlenganges des Handstückes (**4**) liegen.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

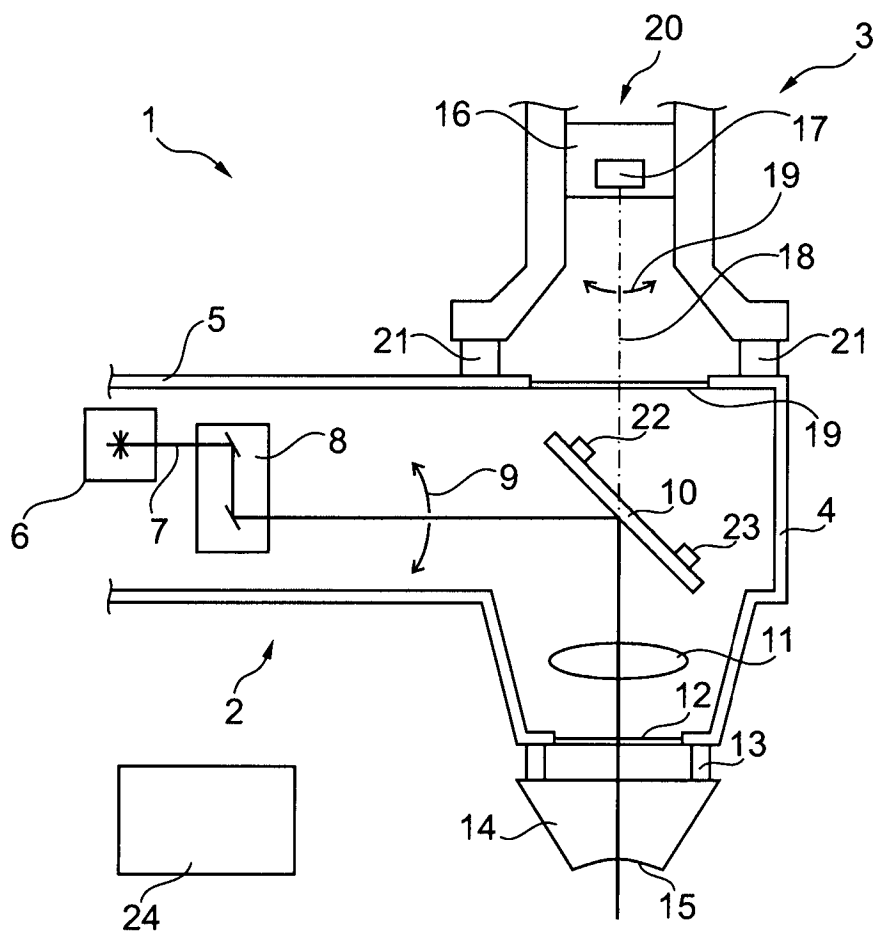


Fig. 1

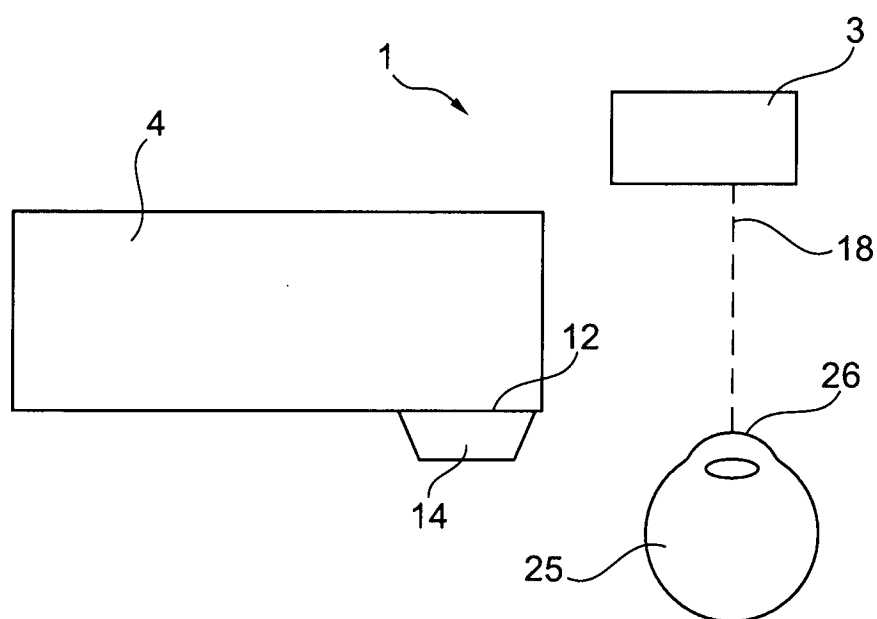


Fig. 2

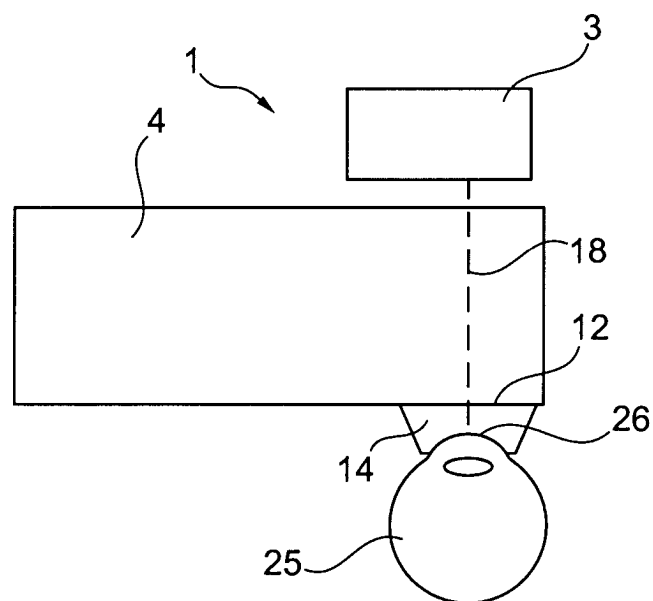


Fig. 3

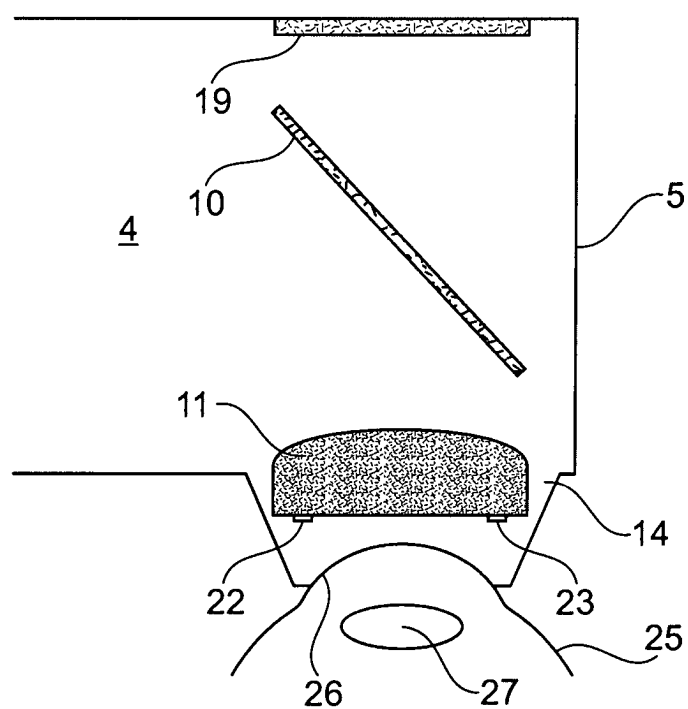


Fig. 4

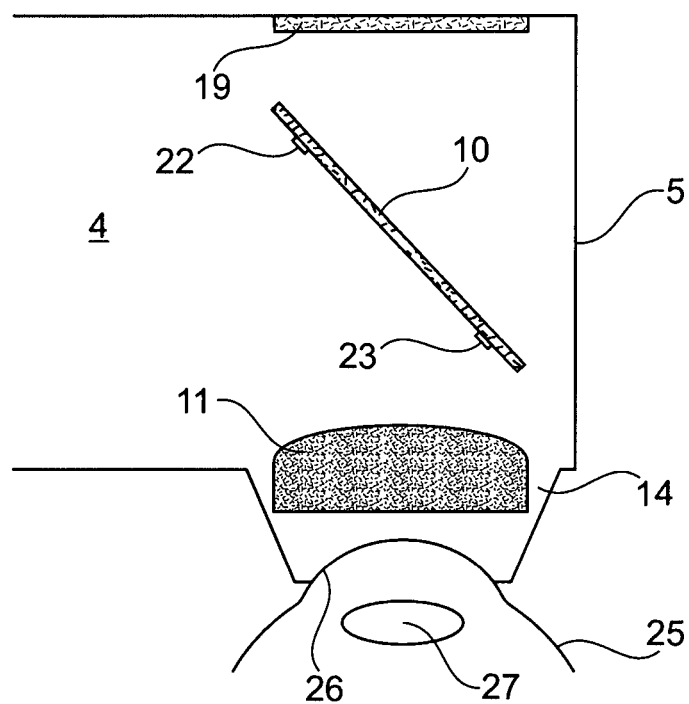


Fig. 5

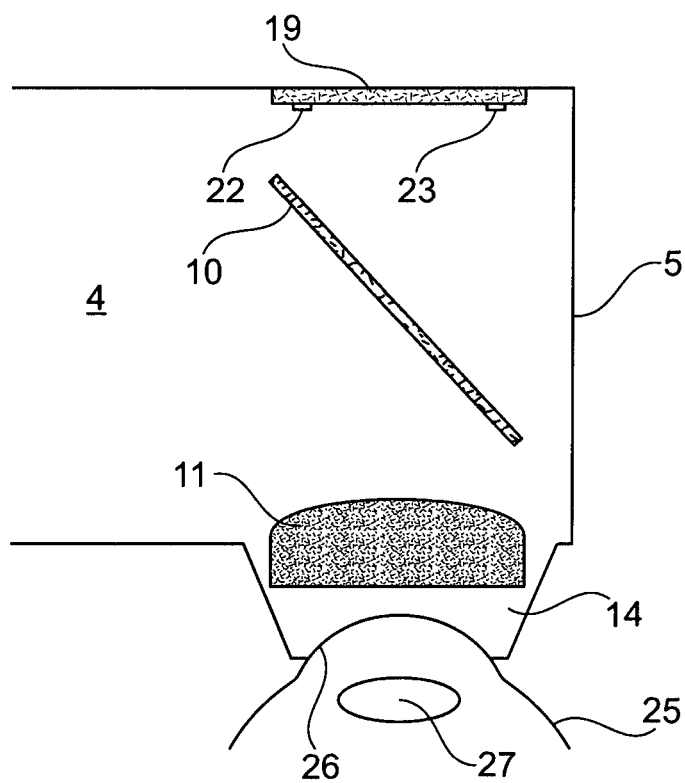


Fig. 6

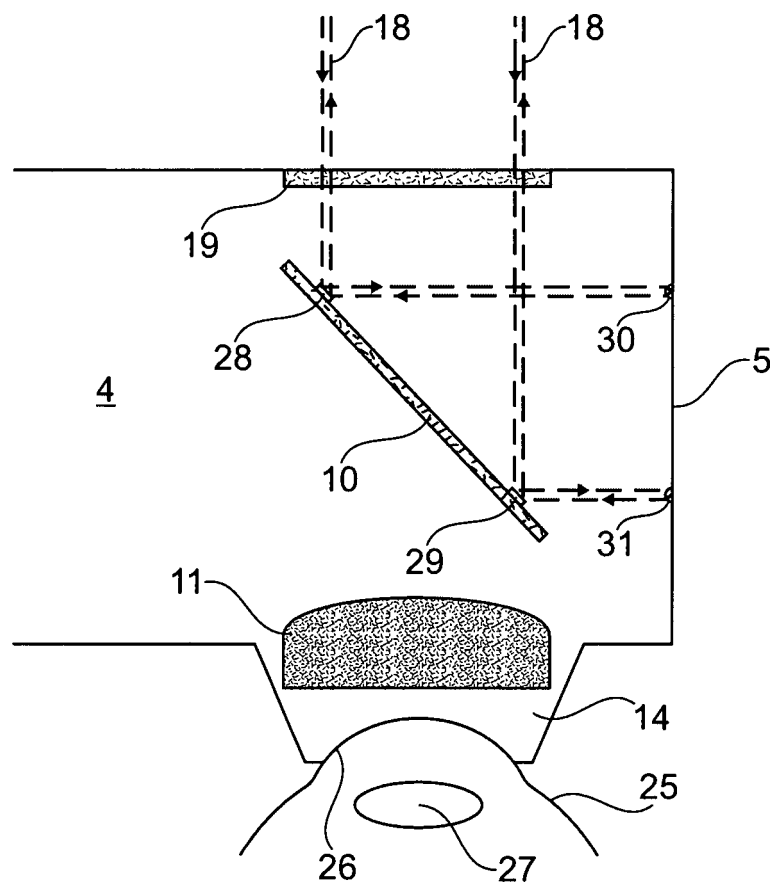


Fig. 7

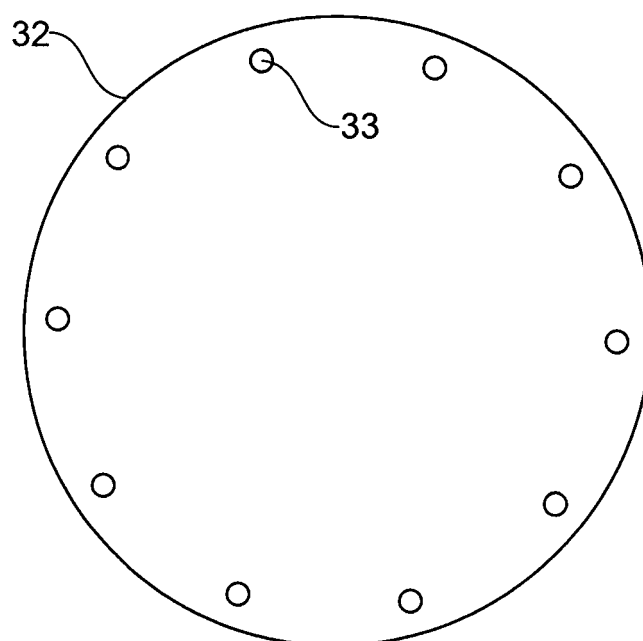


Fig. 8

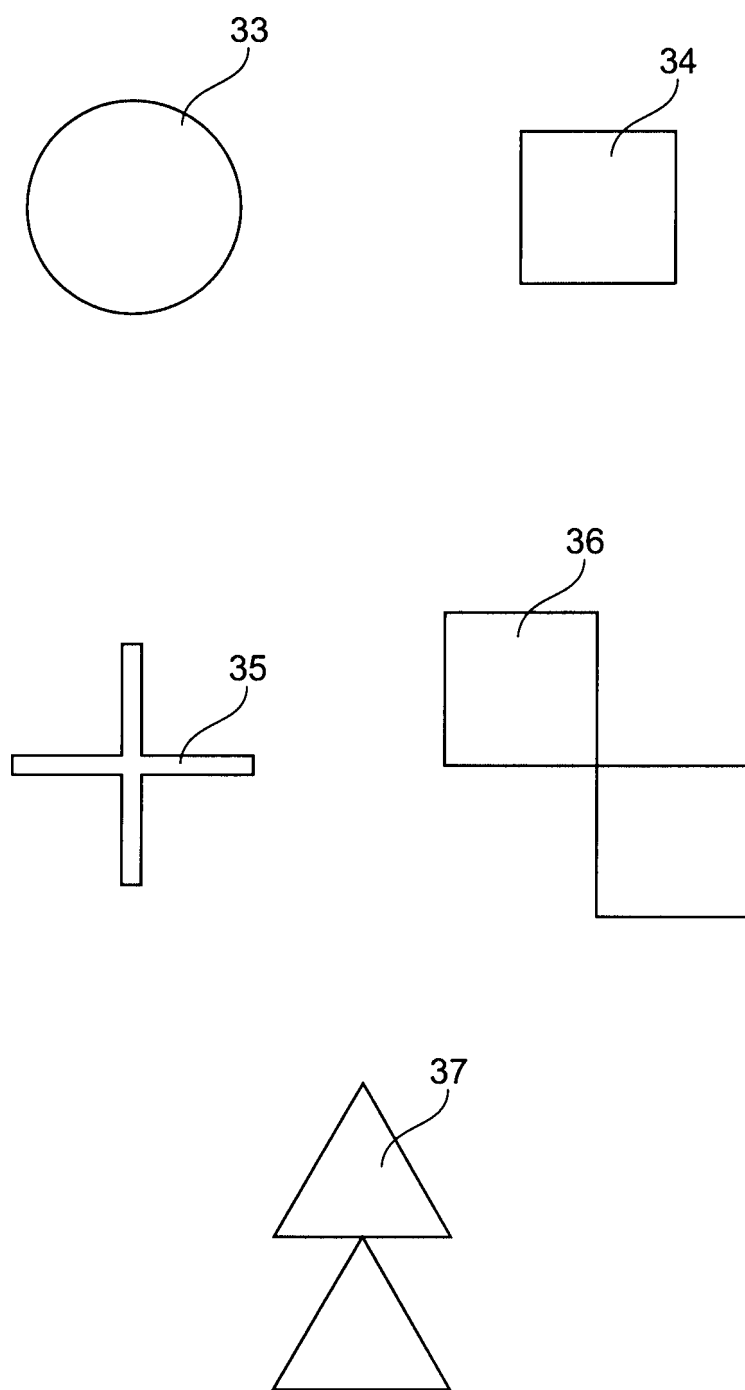


Fig. 9