

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
15. April 2021 (15.04.2021)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2021/069168 A1**

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

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2020/075072

(22) Internationales Anmeldedatum:  
08. September 2020 (08.09.2020)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2019 007 147.6  
09. Oktober 2019 (09.10.2019) DE

(71) Anmelder: **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE];  
Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).

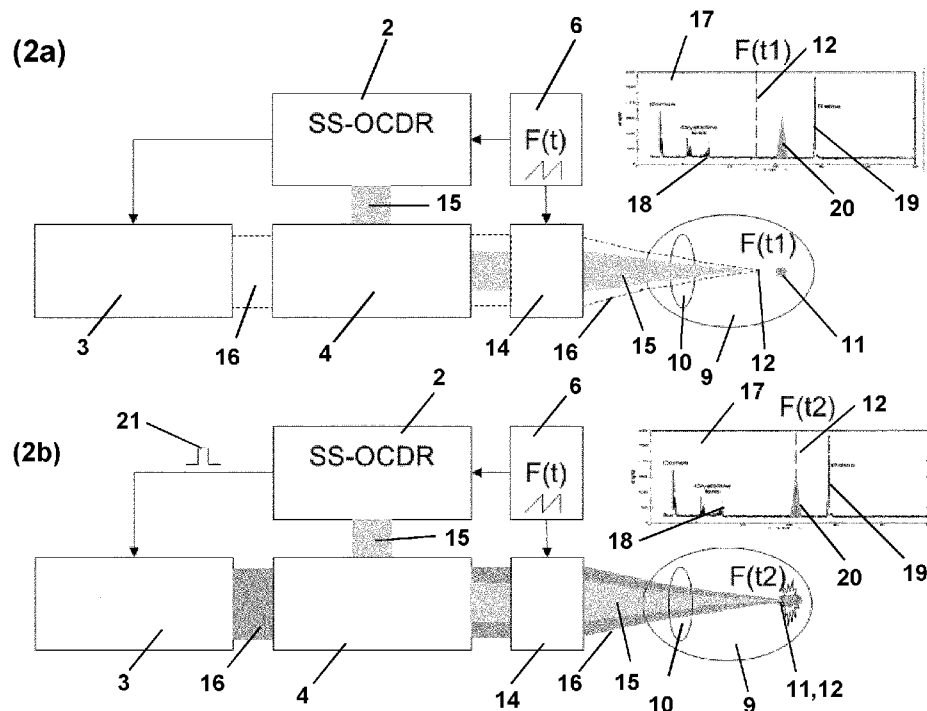
(72) Erfinder: **HACKER, Martin**; Ammerbacher Straße 105, 07745 Jena (DE). **DICK, Manfred**; Birkenweg 9, 07926 Gefell (DE).

(74) Anwalt: **KINTZEL, Klaus-Peter**; Carl Zeiss AG, Patentabteilung, Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).

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

(54) Title: ARRANGEMENT FOR LASER VITREOLYSIS

(54) Bezeichnung: ANORDNUNG ZUR LASER-VITREOLYSE



(57) Abstract: The present invention relates to an arrangement for the laser treatment of vitreous floaters. According to the invention, the arrangement for the laser vitreolysis of an eye consists of an OCDR system, a laser system having a deflection unit, optical elements for coupling the OCDR system and the laser system, a display unit and a central control and operating unit, wherein the OCDR system is designed to localize the position of a floater along the optical axis of the OCDR system. The laser system is designed to destroy the floaters by means of laser pulses, and the central control and operating unit is designed to focus the laser system onto the position of the floater and to activate it, in particular when the position of the laser focus and the floater match in a sufficient manner. The present invention relates to an arrangement for the gentle, low risk and painless laser treatment of vitreous floaters, which allows in particular



WO 2021/069168 A1

TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

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

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

- *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

**Veröffentlicht:**

- *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*
- *mit geänderten Ansprüchen gemäss Artikel 19 Absatz 1*

---

a partially or fully automated therapy.

**(57) Zusammenfassung:** Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung zur Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen. Erfindungsgemäß besteht die Anordnung zur Laser-Vitreolyse eines Auges aus einem OCDR-System, einem Lasersystem mit Ablenkeinheit, optischen Elementen zur Kopplung von OCDR- und Lasersystem, einer Anzeigeeinheit und einer zentralen Steuer- und Bedieneinheit, wobei das OCDR-System ausgebildet ist die Lage eines Floater entlang der optischen Achse des OCDR-Systems zu lokalisieren, das Lasersystem ausgebildet ist die Floater mittels Laserpulsen zu zerstören, und die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist, das Lasersystem auf die Lage des Floaters zu fokussieren und zu aktivieren, insbesondere wenn Lage von Laserfokus und Floater ausreichend übereinstimmen. Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung zur schonenden, risikoarmen und schmerzfreien Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen, die insbesondere eine teilweise oder vollständig automatisierte Therapie erlaubt.

## **Anordnung zur Laser-Vitreolyse**

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung zur Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen.

Der Glaskörper besteht aus einer meist klaren, gelartigen Substanz im Auginnenraum zwischen der Linse und der Netzhaut. In jungen Jahren ist der Glaskörper vollkommen durchsichtig und hat Kontakt zur Netzhaut. Im Laufe des Lebens verflüssigt sich der Glaskörper und löst sich zunehmend von der Netzhaut ab, was als hintere Glaskörperabhebung bezeichnet wird. Dies ist ein normaler Alterungsprozess, der sich üblicherweise nach dem 50. Lebensjahr abspielt. Die abgelösten Glaskörperanteile fallen im Inneren des Auges zusammen und die sich unterschiedlich schnell verflüssigenden Gerüstsubstanzen und Verdichtungen des Glaskörpers werden für die Patienten sichtbar. Da sie sich infolge von Augenbewegungen auch über das Gesichtsfeld bewegen können werden sie auch als Floater bezeichnet. Oft liegen als Ursache von Floatern nach der Ablösung des Glaskörpers auch membranartige Strukturen an der posterioren Seite des Glaskörpers vor, z.T. sogar Blutreste, falls es bei der Glaskörperablösung zu Netzhautverletzungen kam. In selteneren Fällen können Floater auch bei Stoffwechselproblemen als kristallartige Ausfällungen im Glaskörper vorliegen.

Auch wenn Floater meistens keine krankhafte Ursache haben, sind sie nicht so harmlos wie allgemein angenommen, weil sie die Lebensqualität und auch Arbeitsproduktivität der Betroffenen teilweise erheblich beeinträchtigen können.

Besonders gegen einen hellen Hintergrund, z. B. beim Arbeiten am Computer, beim Lesen oder beim Blick gegen den blauen Himmel oder Schnee werden diese Trübungen wahrgenommen und stören das Sehvermögen. Besonders störend können Floater sein, die beim Lesen infolge der Lesebewegungen in den zentralen Sichtbereich hinein und hinaus geschleudert werden.

Weil sie oft die wahrgenommene Form „fliegender Mücken“ haben, werden sie – aus dem Französischen – mit dem Fachausdruck „Mouches-Volantes“ beschrieben. Die Trübungen können aber auch andere Formen haben, z. B. ast-, ring- oder sternförmig sein oder auch als Punktwolken vorliegen. Im Folgenden wird für die zu behandelnden Glaskörpertrübungen, unabhängig von dessen Art bzw. Form der Begriff „Floater“ verwendet.

Floater verschwinden i.A. nicht ohne Behandlung, weil das Immunsystem sie nicht als abnormal erkennt und daher nicht abbaut. Von den Betroffenen lassen sie sich kaum ignorieren oder übersehen. Bestimmte Floater-Typen, wie diejenige durch Blutreste nach Netzhautblutungen, werden z.T. vom Körper resorbiert, auch wenn dies oft Wochen oder Monate benötigt.

Bei einer sogenannten Vitrektomie wird nach Eröffnung des Auges mit Schneidinstrumenten der Glaskörper teilweise (Kernvitrektomie) oder vollständig zerkleinert, abgesaugt und entfernt. Ein derartiger Eingriff wird routinemäßig bei Netzhautablösungen oder Peeling epiretinaler Membranen durchgeführt, wird allerdings zur Beseitigung der umschriebenen Glaskörpertrübungen meist als unverhältnismäßige Therapie angesehen. Zudem ist die Vitrektomie invasiv, erfordern einen Klinikaufenthalt und birgt die mit einem chirurgischen Eingriff verbundenen Risiken, insbesondere häufig die Induzierung einer Katarakt, seltener einer Netzhautablösung und sehr selten, aber möglich einer Endophthalmitis.

Mit der sogenannten Laser-Vitreolyse bietet sich jetzt eine risikoarme Behandlungsalternative an. Die Laser-Vitreolyse ist eine schonende, risikoarme und schmerzfreie Laserbehandlung, mit der Glaskörpertrübungen zerstäubt oder vaporisiert werden können, ohne das Auge zu eröffnen.

Bei der Laser-Vitreolyse werden kurze Laserlichtpulse auf die Glaskörpertrübungen gerichtet um dort auf Grund der hohen Laserintensität im Fokusbereich einen optischen Durchbruch bzw. eine Photodisruption zu erzielen. Die Floater und der sie umgebende Glaskörper nehmen die Laserenergie auf, es bildet sich

ein schneidendes und/oder expandierendes Laserplasma, wodurch die Floater vaporisiert und/oder zerkleinert werden und sich dadurch besser auflösen können oder zumindest aus dem zentralen Sichtbereich entfernt werden. Die Behandlung ist schmerzarm und ohne Infektionsrisiko. Mit der Laser-Vitreolyse steht ein sicheres Verfahren zur schonenden Behandlung von störenden Glaskörpertrübungen zur Verfügung, wenn sichergestellt werden kann, dass wichtige und empfindliche Augenstrukturen nicht durch den Laser geschädigt werden, wie z.B. der Kapselsack, die Kristalllinse oder Netzhautbereiche, insbesondere die Macula.

Allerdings ist der Erfolg der Behandlung von der Art der Floater abhängig. Besonders erfolgreich ist die Behandlung bei sogenannten Weiß-Ringen bzw. Floatern die sich durch Glaskörperablösung um den Sehnervenkopf bilden, aber sich auch störend in der zentralen Sichtbereich bewegen können. Gewebestränge lassen sich durchtrennen und die Gewebsverdichtungen, die für die störenden Schatten verantwortlich sind, können beseitigt oder aus dem Sichtbereich entfernt werden.

Bereits seit über 3 Jahrzehnten (Brasse, K., Schmitz-Valckenberg, S., Jünnemann, A. et al. Ophthalmologe (2019) 116: 73. <https://doi.org/10.1007/s00347-018-0782-1>) werden Floater mit YAG-Lasern (beispielsweise Nd:YAG bei 1064nm) behandelt, wobei diese Laserbehandlung deutlich weniger verbreitet ist, als die bekannten Lasernachstarbehandlung zur Beseitigung von Zellwucherungen auf der IOL-Rückseite oder aber Netzhautbehandlungen zur örtlichen Koagulierung von Netzhautstellen mittels frequenzverdoppelter YAG-Laser (532nm), z.B. bei der diabetischen Retinopathie oder auch zum Befestigen und sichern sich ablösender Netzhautbereiche oder das absichernde Umstellen von Netzhautlöcher (Foramen). Für die Netzhautbehandlungen kommen neben grünen, auch rote und gelbe Laserversionen zum Einsatz (VISULAS Trion), je nach gewünschter Eindringtiefe in die Netzhaut (grün für oberflächennahe Behandlung; gelb und rot für tiefere bzw pigmentierte Netzhautschichten, IR für Aderhaut). Die geringere Verbreitung der Laservitreolyse ist hauptsächlich einer

Unsicherheit bzgl. möglicher Netzhaut-, Linsen- oder Kapselsackschädigungen durch den Behandlungslaser, sowie der recht zeitaufwändigen, manuellen Behandlung selbst zuzuschreiben. Deshalb wird die Laservitreolyse bislang hauptsächlich durch recht erfahrene, darauf spezialisierte Augenärzte durchgeführt.

Beispiele für Lasersysteme, die zur Laservitreolyse zum Einsatz kommen, sind der MERIDIAN Microruptor II, der Laserex LQP4106 Laser oder der Ellex Ultra-Q-Reflex.

Nach dem bekannten Stand der Technik existieren bereits zahlreiche Lösungen zur Laserchirurgie von Gewebe des Auges, insbesondere im Glaskörper.

So beschreibt die DE 10 2011 103 181 A1 eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Femtosekunden-Laserchirurgie von Gewebe, insbesondere im Glaskörper des Auges. Die Vorrichtung besteht aus einem Ultrakurzpulslaser mit Pulslängen im Bereich von ca. 10fs–1ps, insbesondere ca. 300fs, Pulsenergien im Bereich von ca. 5nJ–5 $\mu$ J, insbesondere ca. 1–2 $\mu$ J und Pulsrepetitionraten von ca. 10kHz–10 MHz, insbesondere 500 kHz. Das Lasersystem ist mit einem Scanner-System gekoppelt, welches die räumliche Variation der Fokusslage in drei Dimensionen ermöglicht. Die Vorrichtung besteht neben diesem therapeutischen Laser-Scanner-Optik-System weiterhin aus einem damit gekoppelten Navigationssystem.

Die US 2006/195076 A1 beschreibt System und Verfahren zur Herstellung von Einschnitten in Augengewebe in verschiedenen Tiefen. Das System und das Verfahren fokussieren Licht, möglicherweise in einem Muster, auf verschiedene Brennpunkte, die sich in verschiedenen Tiefen innerhalb des Augengewebes befinden. Mit einer segmentierten Linse können mehrere Brennpunkte gleichzeitig erstellt werden. Optimale Einschnitte können erzielt werden, indem das Licht nacheinander oder gleichzeitig in verschiedenen Tiefen fokussiert wird, eine erweiterte Plasmasäule und ein Strahl mit einer verlängerten Taille erzeugt werden. Die hier beschriebenen Techniken können unter anderem auch verwendet werden, um neue ophthalmologische Verfahren durchzuführen oder

bestehende Verfahren zu verbessern, einschließlich Dissektion von Gewebe im posterioren Pol, wie beispielsweise Floater, Membranen und die Retina.

Auch die US 2014/257257 A1 beschreibt ein System und sein Verfahren zum Behandeln von Zielgewebe im Glaskörper eines Auges, umfassend eine Lasereinheit zum Erzeugen eines Laserstrahls und einen Detektor zum Erzeugen eines Bildes des Zielgewebes. Das System enthält auch einen Computer, der einen Brennfleckpfad zum Emulgieren des Zielgewebes definiert. Ein Komparator, der mit dem Computer verbunden ist, steuert dann die Lasereinheit, um den Brennpunkt des Laserstrahls zu bewegen. Diese Fokuspunktbewegung wird durchgeführt, um das Zielgewebe zu behandeln, während Abweichungen des Fokuspunkts vom definierten Fokuspunktpfad minimiert werden.

Die US 2015/342782 A1 betrifft ebenfalls ein System und ein Verfahren zur Verwendung eines computergesteuerten Lasersystems bereitgestellt, um eine partielle Vitrektomie des Glaskörpers in einem Auge durchzuführen. Operativ wird zunächst ein optischer Kanal durch den Glaskörper definiert. Glasartige und suspendierte Ablagerungen (Floater) im optischen Kanal werden dann abgetragen und in einigen Fällen aus dem optischen Kanal entfernt (z. B. abgesaugt). In einigen Fällen kann eine klare Flüssigkeit in den optischen Kanal eingeführt werden, um das abgetragene Material zu ersetzen und dadurch eine ungehinderte Transparenz im optischen Kanal herzustellen. Allgemein betrifft die vorliegende Erfindung Systeme und Verfahren für ophthalmologische Laseroperationen. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung Systeme und Verfahren zum Verwenden gepulster Laserstrahlen zum Entfernen sogenannter Floater.

Die US 2018/028354 A1 beschreibt ebenfalls ein Verfahren und ein System für einen ophthalmologischen Eingriff an einem Auge. Anhand eines Bildes von mindestens einem Teil des Auges werden unerwünschte Merkmale identifiziert. Als unerwünschte Merkmale in der Glaskörperhöhle gelten glasige Trübungen, die die Sicht beeinträchtigen, wie beispielsweise Floater. Nach dem identifizieren und lokalisieren der Floater werden diese von einem Arzt anvisiert und

manuell mit Laserpulsen „beschossen“. Die Laserenergie verdampft zumindest einen Teil einer glasartigen Opazität. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis die Trübung des Glaskörpers beseitigt ist. Der gesamte Vorgang wird für jede Trübung des Glaskörpers wiederholt, bis die Flüssigkeit des Glaskörpers als ausreichend klar erachtet wird.

Ein von der Firma ELLEX beschriebenes Verfahren (Produkt-Broschüre der Firma Ellex Medical Pty Ltd.; „Tango Reflex – Laser Floater Treatment“; PB0025B; 2018; (<http://www.ellex.com>)) sieht die Nutzung eines gepulsten Nanosekundenlasers (YAG) vor, um Glaskörpertrübungen zu zerlegen oder durch Umwandlung in Gas vollständig zu beseitigen. Mit einem Pilot-Laserstrahl wird das Zielgebiet (Floater) anvisiert und danach mit ein oder mehrere Therapielaserpulsen „beschossen“. Dabei werden sowohl der Pilot-Laserstrahl als auch die Therapielaserpulse vom Anwender manuell ausgelöst. Eine derartige manuelle Laser-Behandlung besteht typischerweise aus zwei, jeweils 20-60 Minuten dauernden Einzelbehandlungen.

Die Verwendung von Laserenergie im Rahmen einer Laser-Vitreolyse ist nicht invasiv und vermeidet die Nachteile chirurgischer Eingriffe, ist jedoch auch mit Nachteilen bzw. Risiken verbunden.

So kann das Zielen des Lasers schwierig sein. Da der Arzt den Glaskörper entlang des Strahlengangs betrachtet, kann es schwierig sein, die Tiefe der Position der Netzhaut, die Tiefe der Trübung des Glaskörpers oder andere relevante Merkmale zu bestimmen. Infolgedessen besteht die Gefahr, dass die Trübung des Glaskörpers verfehlt und/oder das Auge verletzt wird.

Insbesondere erweist sich die Behandlung positionsveränderlicher und schwer erkennbarer, weitgehend transparenter Floater, die als Phasenobjekte trotzdem störende Schatten auf der Netzhaut erzeugen können, als schwierig.

Die Anwendung von Laserenergie kann auch zu einer zusätzlichen Bewegung der Trübungen des Glaskörpers führen, was die Behandlung noch mehr erschwert.

Somit richtet der Arzt den Laser nach jeder Anwendung von Laserenergie neu aus. Dies kann viel Zeit in Anspruch nehmen. Daher ist eine Behandlung mit Laserenergie aufwändig und sowohl für den Patienten, als auch für den Arzt belastend.

Ein weiteres mögliches Problem sind unvollständige Glaskörperabhebungen, die zu lokalen Vitreotractionen bis hin zu Netzhautablösungen führen können. Eine Laserbehandlung im Glaskörper kann durch die sich in dessen Folge ausbreitenden Schockwellen zu Veränderungen der Kräfteverhältnisse im Glaskörper führen und dadurch beispielsweise Spannungen an der Netzhaut verursachen.

Letztendlich erweist sich auch die Behandlung von solchen Floatern als besonders schwierig, die sich nahe an empfindlichen Strukturen des Auges befinden. Die Laserstrahlung kann hier zu Schädigungen von Netzhaut (insbesondere Macula), Augenlinse oder Kapselsack führen. Empfindliche Bereiche können ebenfalls die Umgebung von Vitreotractionen sein, also Bereichen, wo ein nicht vollständig gelöster Glaskörper Zug auf die Netzhaut ausübt, was bei mechanischer Belastung die Gefahr eines Netzhautabrisses birgt. Solche Zonen sind beispielsweise im OCT durch lokale, spitze Anhebung der Netzhautschichten erkennbar.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde eine Lösung zur Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen zu entwickeln, die die Nachteile der bekannten technischen Lösungen behebt. Mit der Lösung soll eine einfachere, schnellere und vor allem sicherere Behandlung störender Glaskörpertrübungen durch Laser-Vitreolyse möglich sein. Zudem soll die Lösung leicht zu implementieren und wirtschaftlich kostengünstig sein und idealerweise eine nur geringe Umgewöhnung gegenüber den heutigen Laserbehandlungen benötigen.

Diese Aufgabe wird mit der vorgeschlagenen Anordnung zur Laser-Vitreolyse, bestehend aus einem OADR-System, einem Lasersystem mit einer Fokussiereinheit, optischen Elementen zur Kopplung von OADR- und Lasersystem, einer Anzeigeeinheit und einer zentralen Steuer- und Bedieneinheit dadurch

gelöst, dass das OCDR-System ausgebildet ist die Lage eines Floater entlang der optischen Achse des OCDR-Systems zu lokalisieren, dass das Lasersystem ausgebildet ist die Floater mittels Laserpulsen zu zerstören, und dass die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist das Lasersystem auf die Lage des Floaters zu fokussieren und zu aktivieren, insbesondere wenn Lage von Laserfokus und Floater ausreichend übereinstimmen.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Dabei bezieht sich der Begriff OCDR (=Optical Coherence Domain Reflectometry) auf die Gesamtheit der Verfahren zur interferometrischen Bestimmung von Lage oder Abständen streuender Strukturen im Auge.

Besonders bevorzugt ist dabei das Verfahren OFDR (Optical Frequency Domain Reflectometry), ganz besonders bevorzugt die sogenannten Swept-Source OFDR-Verfahren, wie eines in der DE 1020080632252, auf deren vollen Inhalt hiermit Bezug genommen wird, beschrieben ist. Möglich, aber nicht bevorzugt sind Ausführungen als spektrometerbasiertes SD-OCDR oder eines TD-OCDR.

Dabei ist es besonders vorteilhaft, wenn Laserstrahl und Meßstrahl des OCDR-Systems kollinear überlagert sind, von gleicher oder nahezu gleicher Wellenlänge sind und gleich oder nahezu gleich fokussiert werden. Bei der Verwendung anderer Wellenlängen des OCDR Systems wie beispielsweise von ca. 780 - 840 nm oder auch 1320 nm im Vergleich zur YAG Laser Wellenlänge von 1064 nm ist ein Abgleich der Messsignale des OCDR Systems bzgl. insbesondere der Lage der Retina und hinteren Kapselsackmembran mit der Fokusslage des YAG Lasers erforderlich und vorgesehen. Diese Kalibrierung kann vorab mit einem künstlichen Testauge vorgenommen werden.

Es wird bevorzugt, wenn das OADR-System bei einer Wellenlänge von 1060nm arbeitet und mit einer Frequenz von mindestens 100 Hz, besser 1..10 kHz, A-Scans mindestens der gesamten Augenzlänge (idealerweise bis 30 der 40mm in Gewebe) und mit einer axialen Messauflösung von vorzugsweise 20µm, besser 10µm oder 5 µm in Gewebe erzeugen kann.

Weiter vorzugsweise ist das System eingerichtet, einen solchen A-Scan mit etwa der gleichen Frequenz auszuwerten und die Lage von Augenstrukturen (Hornhaut, Linse, Retina) und eventuellen Floatern bei geringer Latenz im Bereich weniger Millisekunden (<100ms, idealerweise <20ms, <10ms oder gar <5ms) zu bestimmen und bei Erfüllen von Sicherheitskriterien den Laser auszulösen. Diese Sicherheitskriterien können beispielsweise Mindestabstände von empfindlichen Augenstrukturen sein. Diese Abstände können von der Art der Augenstruktur abhängig sein, beispielsweise größer bei der empfindlichen Macula sein als bei weniger empfindlichen bzw. kritischen peripheren Netzhautbereichen. Insbesondere sollen die Mindestabstände so gestaltet sein, dass schneidende, vaporisierende oder zerstäubende Plasmawirkung, akustische Schockwelle, sowie thermische Gewebekoagulation die Gewebe nicht oder nur in akzeptablen Maß verändern. Beispielhafte Mindestabstände des Laserfokus von der Macula kann für einen YAG-Laser bei 1064nm etwa 2...3 mm sein und vom Kapselsack und peripheren Netzhautbereichen 1.5...2mm sein. Dieses Vorgehen ermöglicht es auch, Floater durch Augenbewegungen zeitweise aus den empfindlichen Bereichen (anterior zur Makula) beispielsweise in den Bereich anterior zur temporalen Netzhautperipherie zu bewegen oder dort mittels der erfindungsgemäßen schnellen Laser-Vitreolyse zu zerstäuben.

Die Mindestabstände können hierbei auch von der verwendeten Laserenergie, Pulsanzahl (Burst), Pigmentierungszustand der Netzhaut, Zustand der Linse (natürliche Linse oder IOL) oder auch von einer veränderbaren Brennweite abhängig gemacht werden.

Insbesondere ist es auch möglich, dass der Arzt mittels manuelle, beispielsweise erfahrungsbasierter Festsetzung Sperr- bzw. Bearbeitungszonen beispielsweise durch Cursorlinien in einer OCDR-Darstellung selbst definiert.

Weiterhin ist erfindungsgemäß eine Fokussiereinheit vorgesehen, welche den Laserfokus auf einen detektierten Floater einstellen kann oder mit dem Laserfokus den Floater überstreichen kann. Durch die erfindungsgemäße Lösung kann dieses Fokussieren schnell (beispielsweise scannend oder auch trackend), d.h. in einigen 10ms bis 100ms erfolgen, aber sogar auch manuell und langsam erfolgen und gleichzeitig eine hohe Präzision der Laserbearbeitung des Floaters beibehalten werden.

Einer weiteren Ausgestaltung entsprechend ist die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet, unter Berücksichtigung der abgeleiteten Ausschlusskriterien für die Behandlung automatisch innerhalb einer Zeit von  $< 50\text{ms}$ , besser  $< 20\text{ms}$ , bevorzugt  $< 10\text{ms}$ , besonders bevorzugt  $< 5\text{ms}$ , auszulösen.

Vorteilhafte Ausgestaltungen beziehen sich auf die zentrale Steuer- und Bedieneinheit, die insbesondere ausgebildet ist, neben den Lage der lokalisierten Floater auch deren Abstand zu Strukturen des Auges zu bestimmen und Ausschlusskriterien für die Behandlung abzuleiten.

Vorteilhaft ist die zentrale Steuer- und Bedieneinheit in der Lage, Veränderungen der dem lokalisierten Floater nächstliegenden Struktur des Auges während der Behandlung festzustellen und Abbruchkriterien für die Behandlung abzuleiten. Ein beispielhaftes Abbruchkriterium kann die Detektion einer einsetzenden Netzhautblutung sein, die sich im A-Scan als ein neue, deutlich streuende, aber auch absorbierende Struktur („Schatten“ dämpft plötzlich OCDR-Signal posteriorer Strukturen) vor der Netzhaut darstellt oder auch eine während der Behandlung zunehmende Netzhautanhebung bei einer Vitreotraktion sein oder auch eine Achslängenzunahme (Hornhaut bis Retina) in Folge eines ansteigenden Intraokulardrucks.

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung, die zur schonenden, risikoarmen und schmerzfreien Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen vorgesehen ist. Es wird ein teilweise oder vollständig automatisiertes Therapiegerät (System) vorgeschlagen, bei dem ein OCDR-System zur Navigation und Therapiesteuerung genutzt wird, um die Floater im Zuge der Behandlung zu lokalisieren und die Behandlung dadurch zu unterstützen, dass bei Detektion eines Floaters mittels OCDR im Wesentlichen automatisch mindestens ein Laserpuls ausgelöst wird, wenn der Laser ausreichend gut auf den Floater fokussiert ist. Diese Fokussierung kann hierbei durch ein Fokustracking erfolgen (Iteratives Verringern des axialen Abstandes zwischen Fokusslage und Floaterlage, d.h. „Tracking“) oder auch einen periodischen Fokusscan, der die Floaterlage überstreicht, oder auch ein manuelles Fokussieren auf den Floater. Unter einer ausreichend guten Fokussierung des Laser auf den Floater wird verstanden, dass bei dieser Abweichung keine wahrnehmbar schlechtere Floaterbehandlung (Zerstäuben und/oder Vaporisieren) vorliegt, was i.A. dann der Fall ist, wenn die Lageabweichung kleiner ist als die Laserfokusabmessung in diese Richtung, insbesondere wenn die Abweichung kleiner 75%, <50%, <25% oder <10% der Laserfokusabmessung ist.

Die Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse, bei dem Floater im Glaskörper des Auges mittels OCDR detektiert werden und bei Detektion eines Floaters der Laser auf den Floater fokussiert wird und mindestens ein Laserpuls auf den Floater abgegeben wird.

In einem alternativen Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse wird der Laserfokus durch den Glaskörper des Auges geführt und zeitgleich mittels OCDR detektiert, ob sich an zeitabhängigen Laserfokuspositionen Floater befinden, und bei Detektion eines Floaters an einer solchen Position mindestens ein Laserpuls ausgelöst, wenn der Laserfokus die Floaterposition erreicht.

Bisherige Lösungen sehen vor, dass ein (mehr oder weniger) vollständiges Bild des Glaskörpers gewonnen wird, die Floater durch den Arzt (ELLEX Tango

Reflex) oder auch automatisiert lokalisiert werden und anschließend der Behandlungslaser auf diese Lokalisierungen ausgerichtet und die Laserstrahlung ausgelöst wird. Durch die menschliche Reaktionszeit oder die für eine automatische Laserausrichtung benötigte Zeit, aber auch durch die zur Bildaufnahme und automatischen Lokalisierung der Floater notwendigen Zeit ist jedoch nicht gesichert, dass bei Auslösung des Lasers der Floater sich noch an der vermuteten Stelle und damit im Fokus des Lasers befindet. Bei einer typischen Augenbewegung mit 1 mm/s kann sich ein Floater schon in 20ms um 20µm bewegen und damit aus einem Laserfokus von beispielsweise 10µm herausbewegen. Darüber hinaus würden an sich bekannte Einrichtungen zur Verfolgung von Augenbewegungen (eye-tracker) hier oft versagen, da sich die Floater (entsprechend ihrer Bezeichnung) üblicherweise gegenüber den Augenstrukturen („Landmarks“ wie Iris, Retinastrukturen, wie Sehnervenkopf, Macula oder Gefäße) bewegen.

Vorzugsweise verfügt das System auch über elektromechanische (Galvoscaner), elektrooptische (Akusto-optische Modulatoren) oder motorische (Linsenverschiebung) Ablenkeinheiten zur automatisierten Strahlableitung (Scanning) in bis zu drei Dimensionen.

Beim Fokussieren des Lasersystems wird vorzugsweise eine programmierte Fokusverschiebung zwischen Zielposition und dem lokalisierten Floater berücksichtigt.

Um die vom Laserstrahl erzeugte Schalldruckwelle mit auszunutzen wird eine anteriore Position zum Floater bevorzugt und in den Anwendersettings der zentralen Steuer- und Bedieneinheit eingestellt.

Die von der zentralen Steuer- und Bedieneinheit bestimmten Abstände der lokalisierten Floater zu Strukturen des Auges dienen dazu, Ausschlusskriterien für die Laserbearbeitung abzuleiten und zwar, wenn der Abstand der lokalisierten Floater zur Netzhaut, Fovea, Linse o. ä. zu gering ist, so dass eine Laserbehandlung Blutungen, retinale Läsionen oder gar einen Netzhautabriss zur Folge haben kann.

Aus den Koordinaten der lokalisierten Floater können weiterhin Bearbeitungs- und Sperrzonen bestimmt werden.

Diese dienen zum einen dazu eine automatisierte Optimierung der Positionierung des Bearbeitungslaserfokus zu realisieren. Zum anderen wird die Bearbeitung nur erlaubt, wenn sich der Bearbeitungslaserfokus außerhalb der Sperrzone bzw. innerhalb der Bearbeitungszone befindet.

Während als Sperrzone in Bezug auf die zu erwartende optische und Schallwellenbelastung ein Abstand  $>1.5\text{mm}$  ausreicht, ist für sensitive Bereiche des Auges ein Abstand von  $> 2 - 3\text{mm}$  anzuwenden.

Der Anwender kann (akustisch und/oder optisch) gewarnt werden, wenn sich der Bearbeitungslaserfokus der Sperrzone nähert. Zusätzlich ist es möglich die Annäherung an sensitive Strukturen zu erkennen, anzuzeigen oder akustisch zu melden. Es ist aber auch möglich die Laserbearbeitung abubrechen oder den Laser zu deaktivieren, solange sich der Laser in einem Sperrbereich befindet.

Es gibt verschiedene Formen von Glaskörpertrübungen, die sich auch unterschiedlich gut therapieren lassen.

Die so genannten Weiß-Ring-Floater sind relativ große, faserige ringförmige Floater, die sich üblicherweise in sicherer Entfernung von der Linse und der Netzhaut des Auges befinden. Dadurch können diese Floater sicher und effektiv mit der Laser-Vitreolyse behandelt werden.

Floater in Form faserartiger Stränge kommen häufig bei jüngeren Personen vor und werden als Ansammlung von Punkten oder als fadenartige Gewebe wahrgenommen. Abhängig von der Größe und Position können diese Floater auch mit der Laser-Vitreolyse behandelt werden.

Im Gegensatz dazu sind diffuse (wolkenartige) Floater die Folge natürlicher Alterung. Diese Art von Floatern kann zwar auch mit der Laser-Vitreolyse behandelt werden, allerdings sind oft mehrere Behandlungen für ein zufriedenstellendes Resultat notwendig.

Einer bevorzugten Ausgestaltung entsprechend ist die zentrale Steuer- und Bedieneinheit zusätzlich ausgebildet, die Art des lokalisierten Floaters (beispielsweise Weiß-Ring oder Blutreste) vor einer Laserbehandlung festzustellen und Bearbeitungskriterien abzuleiten, wie beispielsweise geeignete Laserenergie, Laserwellenlänge oder Laserpulszahl. Die Art der Floater kann über die OCDR-Signalstärke (d.h. Rückstreuvermögen), Absorption (beispielsweise durch Feststellung einer verstärkten Reduktion der Signale posteriorer Strukturen hinter einem Blutgerinnsel), die Größe (insbesondere axiale Ausdehnung), Position (beispielsweise Nähe zum Sehnervenkopf), Beweglichkeit oder auch die Reaktion auf Laserbearbeitung erfolgen.

Einer bevorzugten Ausgestaltung entsprechend ist die zentrale Steuer- und Bedieneinheit zusätzlich ausgebildet, Veränderungen oder Positionsänderungen der dem lokalisierten Floater nächstliegenden Struktur des Auges während der Behandlung festzustellen und Abbruchkriterien für die Behandlung abzuleiten. Diese nächstliegende Struktur kann beispielsweise der Kapselsack sein oder auch die vitreoretinale Grenzfläche.

Erfindungsgemäß wird eine Abbruchs- oder Fortführungsentscheidung während der Behandlung abgeleitet.

Bevorzugt Kriterien dafür sind:

- ein Überschreiten eines Grenzwertes einer relativen Lageänderung innerhalb der Retinaschichten (z.B. lokale Verschiebung einer Retinaregion in anteriore Richtung) oder

- eine Überschreitung eines Schwellwertes für die Veränderung des Augeninnendrucks im Ergebnis der Laserwirkung
- eine Blutung als Abbruchskriterium die während der Behandlung einsetzt.

Besonders bevorzugt erfolgt die Detektion der Positionen der Floater zu den an empfindlichen Strukturen des Auges aus den OCDR-Ergebnissen automatisch. Dazu werden mittels des OCDR-Systems der Abstand zwischen hinterem Kapselsack und Netzhautstrukturen ermittelt und genutzt, um jeweils zu entscheiden, welche die nähere sensitive Struktur ist, die mittels OCDR verfolgt werden soll.

Bei deren Fortführung wird über den Behandlungsverlauf hinweg mittels OCDR weiterverfolgt, ob die Behandlung fortgesetzt werden kann oder abgebrochen werden muss.

Durch das Ableiten eines Abbruchkriteriums soll insbesondere verhindert werden, dass sich durch die Vitreousbearbeitung die mechanischen Spannungsverhältnisse an der vitreoretinalen Grenzfläche ungünstig entwickeln und spätere retinale Läsionen oder gar einen Netzhautabriss wahrscheinlicher werden.

Um zu verhindern, dass sich der lokalisierte Floater aus dem Fokusbereich des Bearbeitungslasers bewegt, erfolgt das Auslösen des Bearbeitungslasers erfindungsgemäß innerhalb einer Zeitdauer von  $< 10\text{ms}$  nach Überlagerung eines Floaters mit dem Laserfokus.

Erfindungsgemäß basieren die optischen Elemente zur Kopplung von OCDR- und Lasersystem auf dichroitischen oder polarisationssensitiven optischen Komponenten (beispielsweise wellenlängensensitiver Teiler, Polarisations-Teilerwürfel oder aber auch wellenlängenunabhängige Teiler, die beispielsweise 30% des OCDR-Messlichtes zum Auge lenken und 70% des Bearbeitungslasers) oder nutzen eine geometrische Kombination (Pupillenteilung). Bei letzterer können auch zwischen OCDR- und Bearbeitungslaserstrahl kleine Winkel akzeptiert werden, wenn z.B.

nicht zu kleine Floater behandelt werden sollen und ein ausreichender Überlapp zwischen beiden Strahlen zumindest in der Bearbeitungszone erreicht wird.

Bevorzugt werden die Strahlquerschnitte von OCDR und Laser vor der Überlagerung so gewählt, dass die numerische Apertur des OCDR-Strahls im Auge kleiner ist als diejenige des Bearbeitungslasers. Ein Vorteil dieser Einstellung ist, dass die Signalstärken im OCDR-Signal bei axialen Fokuslagen sich weniger stark ändern, als bei anderen Konfigurationen der numerischen Apertur.

Nicht bevorzugt, aber möglich sind sehr kurzfristig in den Strahlengang eingebrachte Spiegel um ein sehr schnelles Umschalten zwischen Bearbeitungslaser und OCDR-Strahl zu ermöglichen, beispielsweise mittels eines schnell rotierenden Spiegels mit Transmissionsfenstern.

Die Kopplung mittels dichroitischer optischer Komponenten erfolgt bevorzugt mittels Notch-Filter, der beispielsweise einen schmalbandigen Nd:YAG-Bearbeitungslaser transmittiert und den breitbandigeren OCDR-Strahl reflektiert.

Als Anzeigeeinheit finden Okulare mit eingespiegeltem Display, ein Head-mounted display und/oder ein separates Display Verwendung (Bildschirm).

Einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung entsprechend, sind das OCDR-System, das Lasersystem mit Ablenkeinheit, die optischen Elementen zur Kopplung von OCDR- und Lasersystem, die Anzeigeeinheit und die zentrale Steuer- und Bedieneinheit in eine Spaltlampe integriert.

Dies hat den Vorteil, dass der Anwender mit der Spaltlampe den hinteren Teil des Auges betrachten und die Trübungen des Glaskörpers vorab lokalisieren kann, sowie möglicherweise vorliegende anderweitige Erkrankungen, die ein Ausschlusskriterium für eine Behandlung darstellen könnten (beispielsweise eine periphere Netzhautablösung).

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben. Dazu zeigen

- Figur 1: die symbolische Darstellung der in eine Spaltlampe integrierten erfindungsgemäßen Anordnung zur OCDR-gestützten Laser-Vitreolyse.
- Figur 2: eine schematische Darstellung einer bevorzugten Ausführungsvariante der Erfindung.
- Figur 3: eine Darstellung eines A-Scans mit Sperrzonen und Bearbeitungszone
- Figur 4: eine Schemadarstellung eines Auges mit aufgesetztem Kontaktglas

Hierzu zeigt die **Figur 1** die symbolische Darstellung einer Spaltlampe, in die die erfindungsgemäße Anordnung zur OCDR-gestützten Laser-Vitreolyse integriert ist.

In die (nur als Box dargestellte) Spaltlampe **1** sind zusätzlich das OCDR-System **2**, das Lasersystem **3**, der Strahlvereiner **4** (hier ausgeführt als dichroitische optische Element) zur Kopplung von OCDR- und Lasersystem, ein Anzeigedisplay **5** und einer zentralen Steuer- und Bedieneinheit **6** sowie eine Fokussiereinheit **14** mit Ablenkeinheit integriert.

Bekanntermaßen ist die Spaltlampe **1** auf einer Grundeinheit **7** angeordnet und kann über einen Joystick **8** in Bezug auf das Auge **9**, in 2 oder 3 Achsen positioniert werden.

Im Auge **9** sind neben der Augenlinse **10** ein lokalisierter Floater **11** und der Laserfokus **12** abgebildet. Da im vorliegenden Fall die Retina die nächstliegende Struktur des Auges **9** zum lokalisierten Floater **11** ist, wird während der

Behandlung mindestens dieser (mittels Positionsnummer **13** gekennzeichnete) Bereich mittels OCDR näher untersucht.

Im Anzeigedisplay **5** können dem Bediener neben dem lokalisierten Floater **11** beispielsweise auch anwendungsspezifische Bestrahlungsmuster, Ausschlusskriterien oder Abbruchkriterien für die Behandlung, oder auch definierte Bearbeitungs- und Sperrzonen angezeigt werden.

In **Figur 2** wird eine bevorzugte Ausführungsvariante der Erfindung näher erläutert. Dabei konzentriert sich die Darstellung auf das erfindungsgemäße Zusammenwirken von Laser **3** und OCDR-System **2**. Figur 2a zeigt die Verhältnisse zu einem Zeitpunkt  $t_1$ , wenn kein Floater **11** im Laserfokus **12** ist,  $F(t)$  steht dabei für eine Fokusposition des Lasers in Abhängigkeit von der Zeit. Der Messstrahl **15** des OCDR-Systems **2** wird mittels des Strahlvereinigers **4** mit dem (hier nicht aktiven) Laserstrahl **16** des Laser **3** zusammengeführt und auf das Auge **9** gerichtet. Die Strahlquerschnitte wurden vor der Strahlvereinigung so gewählt, dass die numerische Apertur des OCDR-Signals im Auge kleiner als die des Lasers ist. Das OCDR-System **2** ist in der Lage vollständige A-Scans des Auges **9** mit 100 Hz, bevorzugt 1 kHz oder schneller zu messen. Ein solcher A-Scan **17** ist hier beispielhaft dargestellt. Er enthält in an sich bekannter Art und Weise die Reflexe von Hornhaut, Linsenvorderseite, Linsenhinterseite **18** und Retina **19**. Zusätzlich weist der A-Scan einen Reflex **20** eines Floaters **11** auf, dessen Lage im Auge somit detektiert wird. Der Laserfokus **12** befindet sich nicht im Bereich des Floaters **11**, der Laser wird nicht ausgelöst. Mittels des Fokussiersystems **14** wird der Laserfokus **12** in den Bereich des Floaters **11** verschoben (Figur 2b, Zeitpunkt  $t_2$ ). Bei Übereinstimmung der Lage von Laserfokus **12** und Floater **11** (Reflex **20** und Laserfokus **12** stimmen im Wesentlichen überein) wird der Laserpuls ausgelöst (schematisch mit Steuerpuls **21** dargestellt), bevorzugt in einer Zeit  $< 5$  ms. Da die Lage des Floaters **11** jeweils in weniger als 10 ms per A-Scan aktualisiert wird ist gesichert, dass er sich in dieser kurzen Zeit nicht aus dem Laserfokus **12** bewegen konnte.

Zur schnellen Fokussierung des Laserfokus **12** mittels der Fokussiereinheit **14** sind neben mechanisch auf einem Linearschlitten mit Positionsmesssystem verschiebbaren Linsen insbesondere elektrisch verstellbare Linsen wie die EL-10-30-C oder -Ci geeignet, welche einen Zielfokus in weniger als 10... 15 ms einstellen können (Optotune Switzerland AG | Bernstrasse 388, CH-8953 Dietikon). Alternativ kann auch eine klassische Linse mittels eines magnetisch angetriebenen Schwingers periodisch axial auf das Auge hin und zurück verschoben werden, um die Fokusposition bei fester Brennweite zu variieren. Die Linsenposition kann hierbei auch mittels eines Weggebers erfasst und leicht gegenüber dem OCDR-Signal kalibriert werden. Möglich, aber nicht bevorzugt ist eine manuelle oder auch motorische Bewegung der ganzen Spaltlampe in Richtung zum Auge, um die Fokussierung zu verändern.

Eine Kalibrierung der Fokussierung zum OCDR kann auf verschiedene Weise erreicht werden. Eine Variante ist ein Durchscannen der gemeinsamen Fokussierung von OCDR und Laserfokus und Detektion von fokuslagenabhängigen Signalerhöhungen an Hornhaut, Linse, Kapselsack, Glaskörperstreuung oder Netzhautstrukturen, da das OCDR-Signal bei Fokussierung auf eine Struktur ihr Maximum hat. Alternativ kann eine Kalibrierung über der Fokussierung zum OCDR erreicht werden, indem bei festen Fokuseinstellungen beispielsweise mittels eines Schirms oder eines Beamprofilers die axiale Position der Strahltaile bestimmt wird und die Lage des Schirms oder des Beamprofiles dann per OCDR bestimmt wird, ggf. auch in einem flüssigkeitsgefüllten Testauge.

Mit dieser Anordnung lässt sich ein Verfahren zur Behandlung von Floatern realisieren, welches durch die folgenden Schritte charakterisiert ist:

- Messung eines A-Scans
- Detektion eines Reflexes eines Floaters (wenn vorhanden) im A-Scan
- Optional Detektion von Linsen-/Kapselsackhinterseite und Retina im A-Scan

- Optional Überprüfung der Zulässigkeit der Laserbehandlung am Ort des Floaters
- Optional Überprüfung der Zulässigkeit der Laserbehandlung in Abhängigkeit von den Floatersignaturen (Floatertyp)
- Verschieben des Laserfokus auf den Floater
- Optional prüfen ob sich der Floater noch an dieser Stelle befindet
- Auslösen des auf den Floater gerichteten Laserpulses

Dieses Verfahren ist besonders bevorzugt, wenn sich die Verstellung des Laserfokus im Millisekunden...Sub-Sekunden-Bereich realisieren lässt, bspw. mit einer elektrisch verstellbaren Linse mit entsprechenden Eigenschaften, funktioniert aber prinzipiell auch bei einem langsamen, ggf. sogar manuellen Fokussieren, obwohl in diesem Fall die Wahrscheinlichkeit eines Weglaufens des Floaters während der Fokussierung steigt, d.h. die Behandlungseffizienz sinkt, obwohl der Vorteil durch Sperr- und Behandlungszonen beibehalten wird.

Es ist weiterhin auch eine seitliche Verschiebung des Laserfokus mittels einer Ablenkeinheit (beispielsweise Galvoscanners) möglich, d.h. scannende Floaterbearbeitung bei konstanter Tiefe im Auge.

In einem alternativen Verfahren wird der Laserfokus entlang des A-Scans bewegt und bei Detektion eines Floaters im Bereich des Laserfokus (mittels Auswertung des A-Scans) innerhalb von Millisekunden der Laserpuls ausgelöst. Hierfür wären auch langsamere Fokussiereinheiten geeignet (beispielsweise wenige Hz bis einige 10 Hz).

Die Verschiebung des A-Scans relativ zur Augenachse zur Behandlung weiterer Floater kann dabei sowohl manuell (mittels des Joysticks **8**) oder motorisch erfolgen. In der manuellen Variante kann der Arzt den / die Floater anvisieren und die Behandlung starten. Nur wenn das OCDR-System einen Floater im A-Scan detektiert und der Laserfokus auf den Floater gerichtet ist, wird (ohne weitere

Interaktion) ein Laserpuls ausgelöst. Damit ist der Behandlungserfolg nicht mehr vom Geschick und der Reaktionsschnelligkeit des Arztes abhängig.

In der motorisch gesteuerten Variante bietet es sich an, in an sich bekannter Art und Weise zunächst mittels eines OCT-Systems ein Übersichtsbild des Glaskörpers zu erstellen und die Lage von Floatern grob zu detektieren. Diese Lagekoordinaten werden dann nacheinander angesteuert, wobei die tatsächliche Lage der Floater dann mit dem OADR-System überprüft wird und nur auf tatsächlich detektierte Floater ein (oder mehrere) Laserpuls(e) abgegeben wird.

Die Überprüfung der Zulässigkeit der Laserbehandlung kann auf verschiedene Arten erfolgen. Zunächst ist auszuschließen, dass die Laserbehandlung zu nahe an sensitiven Strukturen des Auges wie Linsen-/Kapselsackhinterseite oder Retina/Macula erfolgt. Durch entsprechende Auswertung des A-Scan können hier zulässige Bereiche definiert werden ( $>1.5$  mm von der Kapselsackhinterseite,  $< 2... 3$  mm von der Retina). Figur 3 zeigt ein entsprechendes Beispiel eine A-Scans mit den Grenzen zwischen Sperrzonen und Bearbeitungszonen. Anterior zur anterioren Grenze 22 des Bearbeitungsbereiches befindet sich die anteriore Sperrzone, und posterior zur posterioren Grenze 23 des Bearbeitungsbereiches befindet sich die posteriore Sperrzone. Insbesondere befindet sich die Linsenrückseite 18 ausreichend tief in der anterioren Sperrzone und die Retina 19 ausreichend tief in der posterioren Sperrzone, so dass gewünschte Mindestabstände dieser Strukturen von der Laserbearbeitung realisiert werden.

Nur im von den Grenzen 22, 23 eingeschlossenen Bearbeitungsbereich ist eine Laserbehandlung zugelassen.

Weiterhin können während der Behandlung weitere Parameter überprüft werden, wobei vorliegend ein Monitoring des Augeninnendrucks bevorzugt wird.

Dieses kann auf verschiedene Arten erfolgen:

1. Durch Überprüfung einer Veränderung der Augenlänge entlang des A-Scans. Hierfür liegen die entsprechenden Daten durch die Auswertung des A-Scan vor, wenn sich hier eine Verlängerung ergibt kann diese als Abbruchkriterium benutzt werden (bspw. eine Augenlängenvergrößerung von 4,5  $\mu\text{m}$  um einen Druckanstieg auf 2mmHg zu begrenzen, vgl. Leydolt et al, „Effects of change in intraocular pressure on axial eye length and lens position“, Eye (2008) 22, 657-661).
2. Durch Messung der Veränderung des Augeninnendrucks mittels eines entsprechend ausgestatteten Kontaktglases (wird weiter unten in Bezug auf Figur 4 näher erläutert).
3. Auf Basis von Ultraschall wie es in der EP 3 173 013 A2, auf deren Inhalt hiermit Bezug genommen wird, näher ausgeführt ist.

Bei Überschreiten einer Differenz des Augeninnendrucks von bspw. 2 oder 5 oder 10 mmHg wird die weitere Behandlung abgebrochen um eine Schädigung des Auges zu vermeiden. Die Wahl des Abbruchkriteriums bezüglich des Drucks kann von möglichen Erkrankungen des Patienten abhängig gemacht werden, z.B. muss größere Vorsicht bezüglich Druckerhöhungen bei Glaukompatienten angewendet werden.

Die vorgeschlagene Anordnung sieht die Verwendung eines OADR-Systems vor, welches auf einem Spektral-Domain- oder bevorzugt einem Swept-Source-Verfahren basiert. Auch möglich wäre die Verwendung eines Time-Domain-Systems mit mehreren hundert Hz Repetitionsrate über einen begrenzten Scantiefenbereich von 2-3 Millimetern.

Dabei sind erfindungsgemäß für ein Spectral-Domain System eine axiale Scantiefe  $>1\text{mm}$ , bevorzugt 4mm in Gewebe, bei einer axialen Auflösung  $<100\mu\text{m}$ , bevorzugt  $5\mu\text{m}$  FWHM in Gewebe, und einer Schwerpunktwellenlänge von 840nm vorgesehen, sowie einer A-Scanrate von 10 bis 100kHz. Bevorzugt verfügt das

System über z-Tracking von Retina oder Kapselsack in Abhängigkeit davon, welche Struktur des Auges näher am lokalisierten Floater liegt. Wegen der geringen Scantiefe ist die Verwendung mehrerer paralleler Referenzarme möglich, so dass relevante Augenstrukturen und ein posteriorer Glaskörperbereich außerhalb der einfachen Scantiefe zusammen detektiert werden können. Dieser Ansatz ist auch für ein Time-Domain-System denkbar. Allerdings hat letzteres Defizite bei der Sensitivität (typ. 85dB). Spectral-Domain-Systeme können dagegen bei Repetitionsraten von einigen 10kHz immer noch 90dB Sensitivität haben, womit auch normale, nicht störende Glaskörperstrukturen detektierbar sind. Demgegenüber haben Swept-source Systeme im kHz Bereich mit über 100 oder sogar 110dB Sensitivität noch Empfindlichkeitsreserven, die sogar Messungen durch Katarakte hindurch möglich machen.

Für ein Swept-Source System wird eine Schwerpunktwellenlänge im Bereich von 1000-1070 nm, insbesondere 1050nm oder 1060nm, einer und Scanraten von 1kHz bis 100MHz (z.B. mittels Fourier-Domain-Mode-Locked-Laser (FDML) oder VCSEL-Laser) und mindestens 90dB Sensitivität in der Bearbeitungszone bevorzugt. Das System wird erfindungsgemäß mit einem Nd:YAG-Laser oder fs-Laser, Notch-Schichtsystemfilter kombiniert und deckt dabei mit seiner OCDR-Scantiefe das gesamte Auge ab. Die axiale Auflösung des SS-OCDRs wird bevorzugt so gewählt, dass die sie der Rayleigh-Länge des Bearbeitungslasers entspricht oder aber größer als das Doppelte bis Dreifache der Rayleigh-Länge ist. Eine höhere axiale Auflösung ist zwar möglich, erlaubt aber kaum eine bessere Floaterbehandlung. Sollen Achslängenänderungen detektiert werden, um Druckveränderungen festzustellen, sind axiale Auflösungen unter 30 $\mu$ m, bevorzugt unter 10 $\mu$ m oder sogar um 5 $\mu$ m, günstig.

Erfindungsgemäß ist auch ein Time-Domain System mit scannendem Referenzarm anwendbar. Die bevorzugten Parameter entsprechen, bis auf die A-Scanrate, denen beim SD-OCT. Die A-Scanraten liegen in diesem Fall im Bereich einiger kHz, insbesondere 2 bis 4kHz.

Für alle OCDR-Varianten sind die jeweiligen Wegeanteile in Luft und Auge zu berücksichtigen und eine entsprechende Positionsbestimmungskorrektur und ggf. eine Gruppengeschwindigkeitsdispersionskorrektur kann erforderlich sein.

Um Floater gut detektieren zu können, weisen die erfindungsgemäßen Systeme mindestens in einem Teil des A-Scan eine Sensitivität von 85dB auf, bevorzugt mindestens 90dB. In einer weiter bevorzugten Variante weisen die A-Scans über die gesamte Scantiefe mindestens eine Sensitivität von 90dB und weiter bevorzugt Sensitivitäten von mehr als 100dB. Ab ca. 90dB wird die normale Streuung am Glaskörper und auch an der Kristalllinse auch in Bereichen ohne Floater detektierbar, erlaubt also die Unterscheidung von Linsen- und Glaskörperstrukturen von flüssigkeitsgefüllten Taschen oder Augenbereichen.

Unabhängig von den eben genannten Varianten kann das OCDR-System Teil eines OCT-Systems sein, welches als zwei- oder auch dreidimensional scannendes System ausgeführt ist; wichtig ist, dass die Lokalisierung des Floaters in Bezug auf eine veränderliche Fokussierung und die Auslösung des Laserpulses auf Basis der Auswertung eines A-Scans (und damit nicht auf Basis einer Bildinformation) erfolgt.

Mittels eindimensionaler OCDR-Scans (A-Scans) lässt sich Position der Floater im Auge (Koordinatensystem des Patientenauges) bestimmen und dessen Abstand zur Netzhaut oder anderen Grenzflächen berechnen, und das sehr zeitnah und aufwandsgering. Sie dienen somit der Navigationsunterstützung und Sicherheitserhöhung bei manueller Behandlung der Floater. Durch die mögliche sehr hohe Empfindlichkeit des OCDRs gegenüber allen nichtinterferometrischen Bildgebungsverfahren ist eine Floaterdetektion und -visualisierung wesentlich verlässlicher realisierbar. Auch die Lichtbelastung kann durch die Anwendung interferometrischer Verfahren, insbesondere im NIR Spektralbereich, gegenüber auf VIS-Licht basierenden Verfahren deutlich reduziert werden, einschließlich damit einhergehender Blendung oder Pupillenkontraktion, falls nicht ausreichend stark medikamentös dilatiert wurde.

Zusätzlich ist eine Abstandsanzeige für den Anwender, durch Realisierung einer Bearbeitungszone, nur in der Bearbeitung erlaubt ist, möglich. Bei Aktivierung des Behandlungslasers innerhalb der Sperrzone wird der Anwender gewarnt und/oder die Abgabe von Therapiestrahlung gesperrt

Erfindungsgemäß weist das OCDR-System eine Sensitivität von 90dB, zumindest in einem Teil des A-Scan, auf.

Die vorgeschlagene Anordnung sieht die Verwendung eines Lasersystems vor, welches auf einem  $\mu\text{s}$  bis ns YAG-Laser, einem ps- oder einem fs-Laser basiert.

Während erfindungsgemäß für einen YAG-Laser eine Pulsdauer von 1 - 5ns bevorzugt ist, liegen diese bei einem ps-Laser zwischen 1 und 1000ps und bei einem fs-Laser zwischen 50 und 1000fs.

Statt YAG-Lasern, wie dem Nd:YAG Laser bei 1064nm, 946nm, 1320nm Wellenlänge kommen auch ähnliche Laser wie beispielsweise der Nd:YLF 1047 bis 1053nm und sonst ähnlichen Parametern wie beim YAG-Laser in Frage. Der Einsatz frequenzverdoppelter Laser sind prinzipiell möglich, wobei allerdings die ungünstige verstärkte Absorption durch Blut, insbesondere in Gefäßen, zu beachten ist.

Einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung entsprechend verfügt das Lasersystem neben einem Behandlungsstrahl über mindestens einen Pilotstrahl zur Kontrolle der Übereinstimmung von Behandlungsstrahlfokus und Zielgebiet. Dafür sind Laserdioden im VIS geeignet, beispielsweise im roten Spektralbereich bei 635nm.

Insbesondere kann der Pilotstrahl kontinuierlich oder quasi-kontinuierlich sein. Für den Fall, dass eine visuelle Kontrolle durch den Anwender erfolgen soll, ist es zweckmäßig einen Pilotstrahl im sichtbaren Spektralbereich zu verwenden.

Außerdem kann ein Pilotstrahl im sichtbaren oder infraroten Spektralbereich verwendet werden, um dessen am Floater entstehende Streustrahlung vom Detektionssystem erfassen zu lassen und zur Anzeige zu bringen.

Einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung entsprechend beträgt der Unterschied der Wellenlängen von OADR- und Laser-System weniger als 50nm, bevorzugt weniger als 5nm, so dass gemeinsame Strahlführungs- und Fokussierungselemente im Therapiegerät verwendet werden können, aber auch die Brechung des Lichts beider Systeme in das Auge hinein durch Hornhaut- und Linsenbrechung sich untereinander nicht wesentlich unterscheidet.

Weiterhin ist es erfindungsgemäß von Vorteil, wenn die Anordnung über eine zusätzliche Fixiermarke für den Patienten verfügt, um eine günstige oder bewusste Positionierung des Patientenauges zu erreichen.

Des Weiteren bietet eine veränderbare Fixiermarke für den Patienten die Möglichkeit der Bearbeitung während damit stimulierter Augenbewegungen. Diese kann beispielsweise auch nötig sein, um Floater überhaupt erst in den für die Bearbeitung zugänglichen Bereich zu bringen. Auch kann eine sich bewegende Zielmarke, den Patienten veranlassen, das Auge zu bewegen, um Floater in einen Bereich hinein- oder hinauszubewegen. Beispielsweise kann der Grad der subjektiven Störung durch einen Floater geprüft werden, indem der Floater in den zentralen Sehbereich (z.B. vor der Macula) bewegt wird, aber dann per Bewegung in einen für eine Laserbehandlung weniger kritischen Bereich, beispielsweise vor der Netzhautperipherie bewegt und dort lasertherapiert wird.

Einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung entsprechend ist die Verwendung eines zusätzlichen Vakuumkontaktglases zur zusätzlichen Fixierung des Auges vorgesehen. Hierbei ist eine optionale Vakuumversorgung und eine Kopplung an den Therapielaser während der Behandlung vorgesehen. Dies ist insbesondere für eine hochpräzise Laserbehandlung von Floatern mittels fs-Lasern mit Fokusedurchmessern unterhalb von 20µm, 10µm oder sogar 5µm vorteilhaft. Für die höheren

seitlichen Auflösungen ist eine Pupillenweitung und ggf. auch eine Strahlformung mittels adaptiver Optiken, wie beispielsweise deformierbarer Spiegel oder auch Flüssigkeitskristall-SLMs von Vorteil.

Dabei kann das Kontaktglas mit einer Einrichtung zur Bestimmung des Augeninnendrucks bzw. dessen Veränderung während der Laser-Behandlung ausgerüstet sein. Ein solches Kontaktglas 24 ist in Figur 4 dargestellt. Ursache für die Veränderung des Augeninnendrucks kann dabei die Erzeugung von Gasblasen durch die Wirkung der Laserpulse sein. Wenn dieser über ein bestimmtes Maß ansteigt könnte das Auge geschädigt werden. Über eine Steuerleitung 25 wird der gemessene Augeninnendruck an die (hier nicht dargestellte) Steuereinheit 6 übermittelt, welche bspw. bei Überschreiten einer Differenz des Augeninnendrucks von bspw. 2, 5 oder 10 mm Hg die weitere Laser-Behandlung unterbricht. Grundlagen für die Bestimmung des Augeninnendrucks mit einem Kontaktglas sind beispielsweise in Leonardi et al; First Steps toward Noninvasive Intraocular Pressure Monitoring with a Sensing Contact Lens. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2004;45(9):3113-3117. doi: 10.1167/iovs.04-0015 dargestellt.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung wird eine Anordnung zur OCDR-gestützten Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen zur Verfügung gestellt, die die Nachteile der bekannten technischen Lösungen behebt.

Mit der Anordnung ist eine einfachere, schnellere und vor allem sicherere Behandlung störender Glaskörpertrübungen durch Laser-Vitreolyse möglich. Außerdem lässt sich die Lösung leicht implementieren und ist wirtschaftlich kostengünstig.

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung, die zur schonenden, risikoarmen und schmerzarmen Laserbehandlung von Glaskörpertrübungen vorgesehen ist. Es wird ein teilweise oder vollständig automatisiertes Therapiegerät (System) vorgeschlagen, bei dem ein OCDR-System zur Navigation genutzt wird, um die

Floater im Zuge der Behandlung zu lokalisieren und die Behandlung dadurch zu unterstützen.

Die vorgeschlagenen Anordnungen ermöglichen auch die sichere Behandlung positionsveränderlicher und schwer erkennbarer, weitgehend transparenter Floater, wobei der Aufwand für eine Positionierung des Bearbeitungslaserstrahles verringert werden kann und ein sichtbarer Ziellaserstrahl nicht mehr zwingend erforderlich ist.

Das Risiko von Netzhautschädigung durch fehlerhafte Fokuslagen oder einem zu geringen Abstandes des Laserfokus zu empfindlichen Strukturen des Auges konnte durch die Bestimmung von Ausschlusskriterien für die Behandlung beseitigt werden.

Außerdem konnte das Risiko von Netzhautschädigung bei unvollständiger Glaskörperablösung durch lokale Erhöhung der Spannung auf die Netzhaut dadurch reduziert werden, dass die Behandlung angepasst oder Aufgrund abgeleiteter Abbruchkriterien beendet wird.

## Patentansprüche

1. Anordnung zur Laser-Vitreolyse eines Auges, bestehend aus einem OCDR-System, einem Lasersystem mit Ablenkeinheit, optischen Elementen zur Kopplung von OCDR- und Lasersystem, einer Anzeigeeinheit und einer zentralen Steuer- und Bedieneinheit, wobei das OCDR-System ausgebildet ist Floater zu lokalisieren, das Lasersystem ausgebildet ist die Floater mittels Laserpulsen zu zerstören, die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist, das Lasersystem auf Basis der Lokalisation des/der Floater in Bezug auf die Fokuslage des Lasersystems und in Bezug auf Augenstrukturen zu aktivieren.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist, Veränderungen der dem lokalisierten Floater vorzugsweise nächstliegenden Struktur des Auges während der Behandlung festzustellen und Abbruchkriterien für die Behandlung abzuleiten.
3. Anordnung nach den Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist, das Lasersystem unter Berücksichtigung der abgeleiteten Ausschlusskriterien für die Behandlung sowie der generierten bzw. auszusuchenden anwendungsspezifischen Bestrahlungsmuster automatisch innerhalb einer Zeit von  $< 10\text{ms}$  nach Detektion eines Floaters auszulösen.
4. Anordnung nach den Ansprüchen 1, 2, oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass das OCDR-System, das Lasersystem mit Ablenkeinheit, die optischen Elementen zur Kopplung von OCT- und Lasersystem, die Anzeigeeinheit und die zentrale Steuer- und Bedieneinheit in eine Spaltlampe oder ein Operationsmikroskop integriert sind.

5. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das OCDR-System auf einem Spektral-Domain- oder einem Swept-Source-Verfahren basiert.
6. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Lasersystem einen auf einem  $\mu\text{s}$ , einem ns, einem ps- oder einem fs-Laser oder deren Kombinationen basiert.
7. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Unterschied der Wellenlängen von OCDR- und Laser-System  $< 50\text{nm}$  beträgt.
8. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das OCDR-System eine axiale Auflösung aufweist, die besser ist als die kleinste im Auge einstellbare Rayleigh-Länge des verwendeten Lasersystems.
9. Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse, vorzugsweise mit einer Anordnung nach Anspruch 1, bei dem Floater im Glaskörper des Auges mittels OCDR detektiert werden und bei Detektion eines Floaters der Laser auf den Floater fokussiert wird und mindestens ein Laserpuls auf den Floater abgegeben wird.
10. Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse, vorzugsweise nach Anspruch 1, bei dem der Laserfokus durch den Glaskörper des Auges geführt und zeitnah mittels OCDR detektiert wird, ob sich im Laserfokus Floater befinden, und bei Detektion eines Floaters mindestens ein Laserpuls ausgelöst wird.
11. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass ein Bediener einen Bearbeitungsbereich bezogen auf Abstände zu Augenstrukturen festlegen oder verändern kann, in dem eine Laserbearbeitung aktivierbar ist.

12. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass Laserparameter, wie Laserenergie, Laserfokusshift gegenüber OCDR, Laserwellenlänge oder Laserimpulszahl in Abhängigkeit von der über die gemeinsame Fokussierungseinheit veränderte Fokusslage und/oder den Abstand von Augenstrukturen variiert wird.
13. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass das OADR eine gegenüber dem Laser kleinere numerische Apertur aufweist.

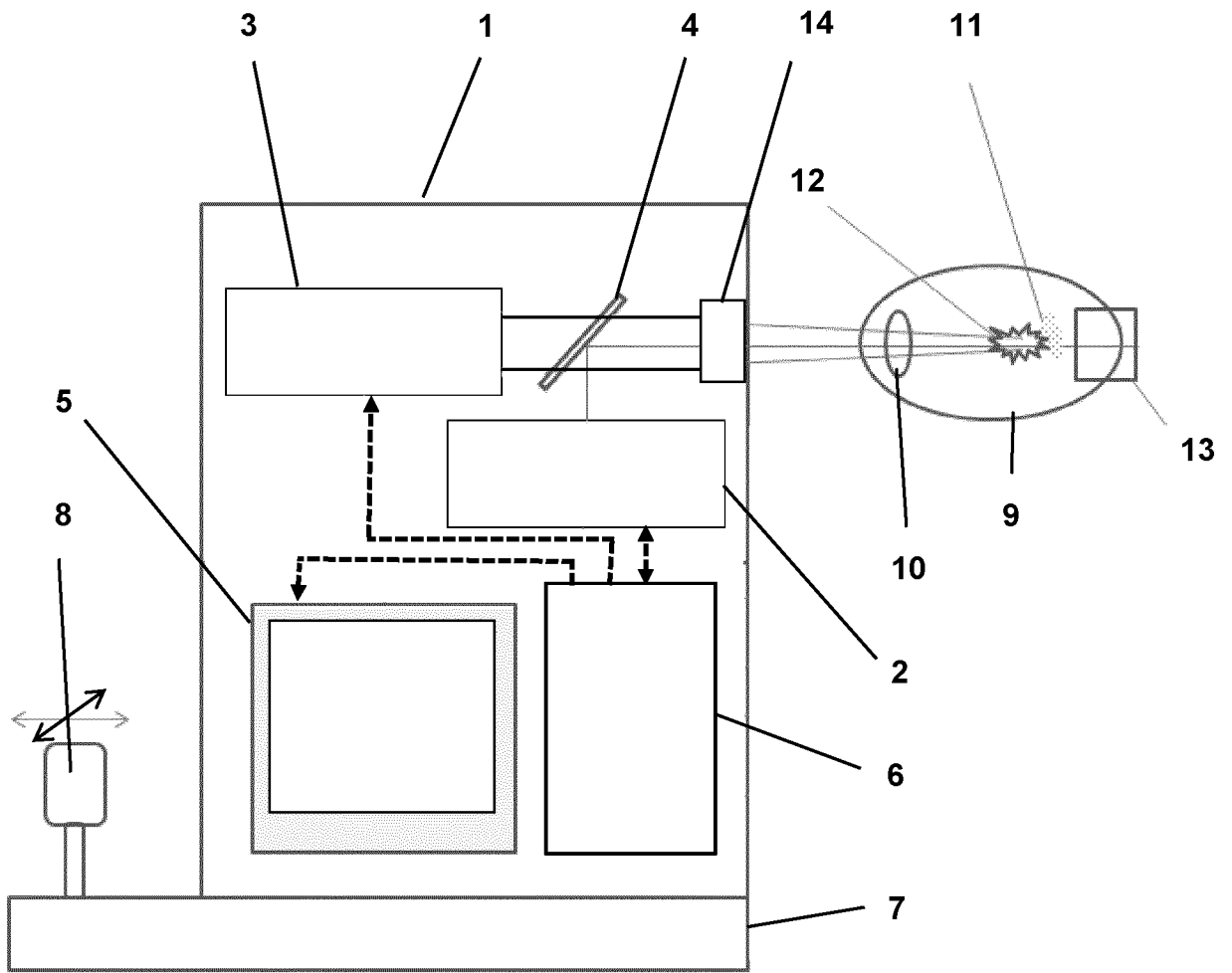
## GEÄNDERTE ANSPRÜCHE

beim Internationalen Büro eingegangen am 05 February 2021 (05.02.2021)

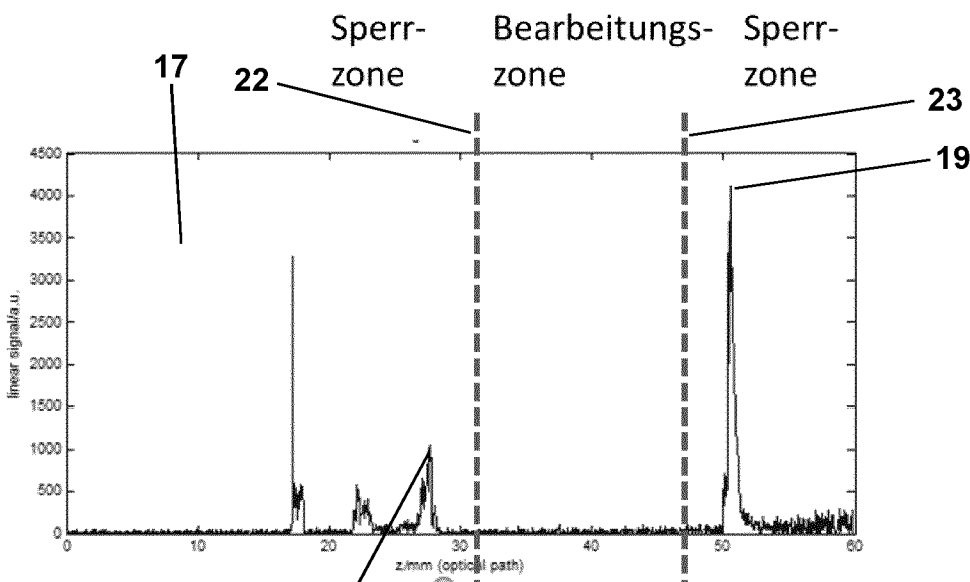
1. Anordnung zur Laser-Vitreolyse eines Auges, bestehend aus einem OCDR-System, einem Lasersystem mit Ablenkeinheit, optischen Elementen zur Kopplung von OCDR- und Lasersystem, einer Anzeigeeinheit und einer zentralen Steuer- und Bedieneinheit, wobei das OCDR-System ausgebildet ist Floater zu lokalisieren, das Lasersystem ausgebildet ist die Floater mittels Laserpulsen zu zerstören, die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist, das Lasersystem auf Basis der Lokalisation des/der Floater in Bezug auf die Fokuslage des Lasersystems und in Bezug auf Augenstrukturen zu aktivieren, dadurch gekennzeichnet, dass die zentrale Steuer- und Bedieneinheit weiter ausgebildet ist, Veränderungen der dem lokalisierten Floater vorzugsweise nächstliegenden Struktur des Auges während der Behandlung festzustellen und Abbruchkriterien für die Behandlung abzuleiten.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zentrale Steuer- und Bedieneinheit ausgebildet ist, das Lasersystem unter Berücksichtigung der abgeleiteten Ausschlusskriterien für die Behandlung sowie der generierten bzw. auszusuchenden anwendungsspezifischen Bestrahlungsmuster automatisch innerhalb einer Zeit von  $< 10\text{ms}$  nach Detektion eines Floaters auszulösen.
3. Anordnung nach den Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das OCDR-System, das Lasersystem mit Ablenkeinheit, die optischen Elementen zur Kopplung von OCT- und Lasersystem, die Anzeigeeinheit und die zentrale Steuer- und Bedieneinheit in eine Spaltlampe oder ein Operationmikroskop integriert sind.
4. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das OCDR-System auf einem Spektral-Domain- oder einem Swept-Source-Verfahren basiert.
5. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Lasersystem einen auf einem  $\mu\text{s}$ , einem ns, einem ps- oder einem fs-Laser oder deren Kombinationen basiert.
6. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Unterschied der Wellenlängen von OCDR- und Laser-System  $< 50\text{nm}$  beträgt.
7. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das OCDR-System eine axiale Auflösung aufweist, die besser ist als die kleinste im Auge einstellbare Rayleigh-Länge des verwendeten Lasersystems.
8. Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse, vorzugsweise mit einer Anordnung nach Anspruch 1, bei dem Floater im Glaskörper des Auges mittels OCDR detektiert werden und bei Detektion eines Floaters der

Laser auf den Floater fokussiert wird und mindestens ein Laserpuls auf den Floater abgegeben wird.

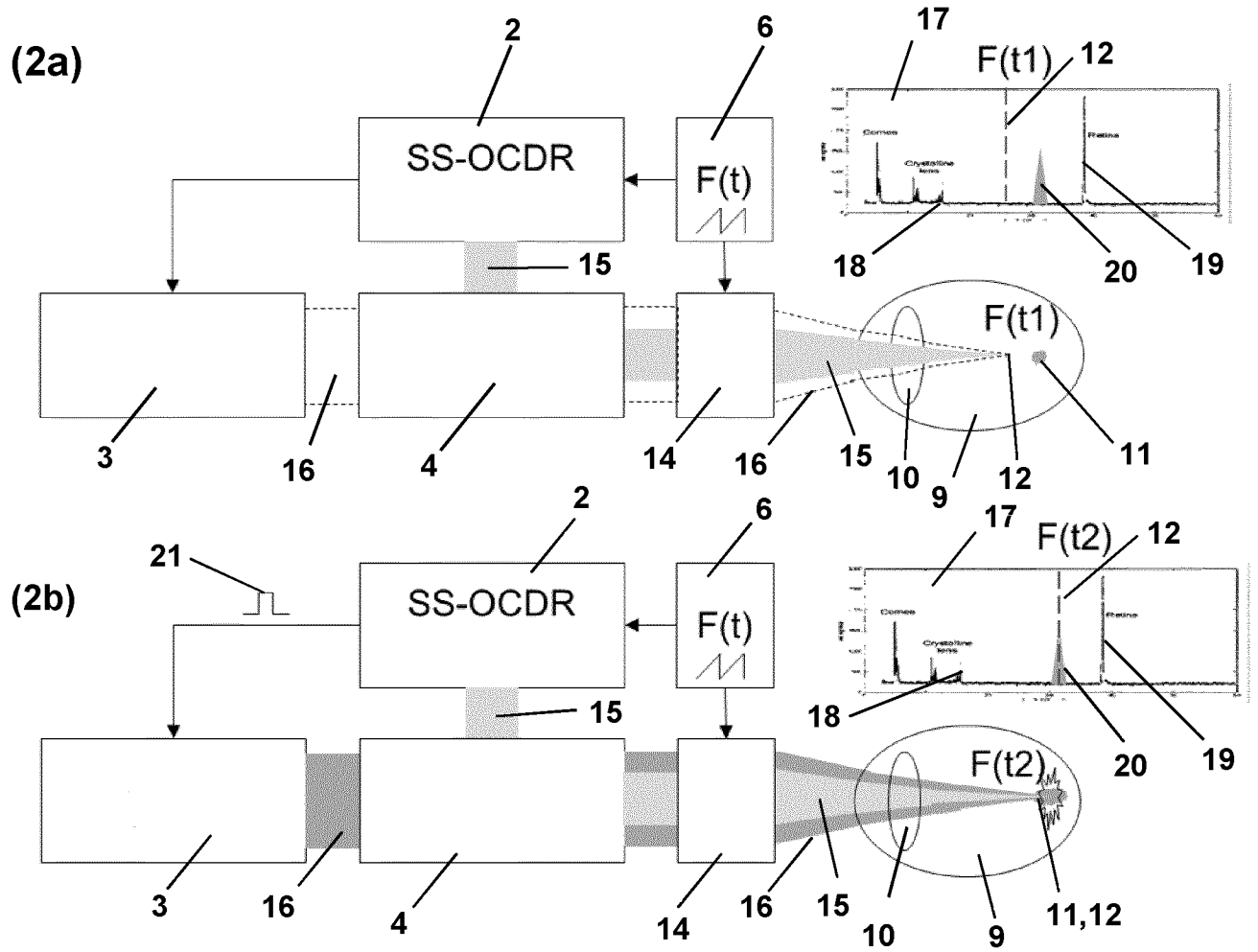
9. Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse, vorzugsweise nach Anspruch 1, bei dem der Laserfokus durch den Glaskörper des Auges geführt und zeitnah mittels OCDR detektiert wird, ob sich im Laserfokus Floater befinden, und bei Detektion eines Floaters mindestens ein Laserpuls ausgelöst wird.
10. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass ein Bediener einen Bearbeitungsbereich bezogen auf Abstände zu Augenstrukturen festlegen oder verändern kann, in dem eine Laserbearbeitung aktivierbar ist.
11. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass Laserparameter, wie Laserenergie, Laserfokusshift gegenüber OCDR, Laserwellenlänge oder Laserimpulszahl in Abhängigkeit von der über die gemeinsame Fokussierungseinheit veränderte Fokusslage und/oder den Abstand von Augenstrukturen variiert wird.
12. Anordnung nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass das OCDR eine gegenüber dem Laser kleinere numerische Apertur aufweist.



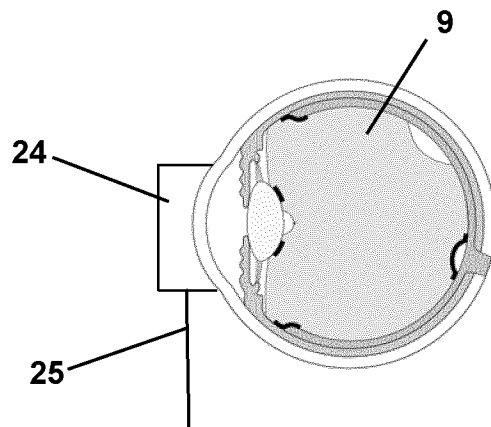
Figur 1



Figur 3



Figur 2



Figur 4

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/EP2020/075072**

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <i>A61F 9/008</i> (2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>  Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61F  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2017326003 A1 (SCHUELE GEORG [US] ET AL) 16 November 2017 (2017-11-16) paragraphs [0005], [0032], [0034], [0035], [0040], [0054], [0057], [0064], [0067], [0068], [0072], [0073], [0107], [0135]	1,3-8,11-13
X	WO 2009036104 A2 (LENSX LASERS INC [US]; KURTZ RONALD M [US]) 19 March 2009 (2009-03-19) paragraphs [0002], [0003], [0026], [0049], [0073], [0074], [0076], [0077], [0081], [0105]; figures 10, 12, 17	1,2,4-8
X	DE 102017210779 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 27 December 2018 (2018-12-27) paragraphs [0001], [0015], [0046], [0098], [0099], [0103]; figure 2	1,4-6,8
X,P	WO 2020026153 A1 (OPTIMEDICA CORP [US]) 06 February 2020 (2020-02-06) abstract paragraphs [0026], [0027], [0033], [0034], [0038], [0050], [0071]; claim 12	1,5-7,13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search <b>27 November 2020</b>		Date of mailing of the international search report <b>07 December 2020</b>
Name and mailing address of the ISA/EP <b>European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands</b> Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer <b>Jansen, Birte</b>  Telephone No.

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: **9, 10**  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
  
The methods for controlling a laser for vitreolysis, involving triggering at least one laser pulse upon detecting a floater, as defined in claims 9 and 10, are considered to be methods for the treatment of the human or animal body by surgery since they intervene in the structure of the organism.  
  
The EPO is therefore not required to carry out a search (PCT Rule 39.1(iv)).
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/EP2020/075072**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2017326003	A1	16 November 2017	US	2017326003	A1	16 November 2017
				US	2020129336	A1	30 April 2020
WO	2009036104	A2	19 March 2009	DE	112008002448	T5	11 November 2010
				EP	2197382	A2	23 June 2010
				JP	2010538704	A	16 December 2010
				US	2009149841	A1	11 June 2009
				WO	2009036104	A2	19 March 2009
DE	102017210779	A1	27 December 2018	DE	102017210779	A1	27 December 2018
				EP	3644888	A1	06 May 2020
				WO	2019001795	A1	03 January 2019
WO	2020026153	A1	06 February 2020	US	2020038241	A1	06 February 2020
				US	2020261269	A1	20 August 2020
				WO	2020026153	A1	06 February 2020

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61F9/008 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61F		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2017/326003 A1 (SCHUELE GEORG [US] ET AL) 16. November 2017 (2017-11-16) Absätze [0005], [0032], [0034], [0035], [0040], [0054], [0057], [0064], [0067], [0068], [0072], [0073], [0107], [0135] -----	1,3-8, 11-13
X	WO 2009/036104 A2 (LENSX LASERS INC [US]; KURTZ RONALD M [US]) 19. März 2009 (2009-03-19) Absätze [0002], [0003], [0026], [0049], [0073], [0074], [0076], [0077], [0081], [0105]; Abbildungen 10,12,17 -----	1,2,4-8
X	DE 10 2017 210779 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 27. Dezember 2018 (2018-12-27) Absätze [0001], [0015], [0046], [0098], [0099], [0103]; Abbildung 2 ----- -/--	1,4-6,8
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
27. November 2020		07/12/2020
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter  Jansen, Birte

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X,P	WO 2020/026153 A1 (OPTIMEDICA CORP [US]) 6. Februar 2020 (2020-02-06) Zusammenfassung Absätze [0026], [0027], [0033], [0034], [0038], [0050], [0071]; Anspruch 12 -----	1,5-7,13

**Feld Nr. II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)**

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein internationaler Recherchenbericht erstellt:

1.  Ansprüche Nr. 9, 10  
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich  
siehe BEIBLATT PCT/ISA/210
2.  Ansprüche Nr.  
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, dass eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich
3.  Ansprüche Nr.  
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefasst sind.

**Feld Nr. III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)**

Diese Internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

1.  Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.
2.  Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.
3.  Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.
4.  Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Dieser internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfasst:

**Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs**

- Der Anmelder hat die zusätzlichen Recherchegebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.
- Die zusätzlichen Recherchegebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.
- Die Zahlung der zusätzlichen Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

**WEITERE ANGABEN****PCT/ISA/ 210**

Fortsetzung von Feld II.1

Ansprüche Nr.: 9, 10

Die Verfahren zur Ansteuerung eines Lasers zur Vitreolyse, beinhaltend das Auslösen mindestens eines Laserpulses bei Detektion eines Floaters, wie in den Ansprüchen 9 und 10 definiert, werden als Methoden zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers angesehen, da sie in die Struktur des Organismus eingreifen. Das EPA ist deshalb nach Regel 39.1(iv) PCT nicht verpflichtet, eine Recherche durchzuführen.

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2020/075072

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2017326003 A1	16-11-2017	US 2017326003 A1	16-11-2017
		US 2020129336 A1	30-04-2020
-----			
WO 2009036104 A2	19-03-2009	DE 112008002448 T5	11-11-2010
		EP 2197382 A2	23-06-2010
		JP 2010538704 A	16-12-2010
		US 2009149841 A1	11-06-2009
		WO 2009036104 A2	19-03-2009
-----			
DE 102017210779 A1	27-12-2018	DE 102017210779 A1	27-12-2018
		EP 3644888 A1	06-05-2020
		WO 2019001795 A1	03-01-2019
-----			
WO 2020026153 A1	06-02-2020	US 2020038241 A1	06-02-2020
		US 2020261269 A1	20-08-2020
		WO 2020026153 A1	06-02-2020
-----			