

(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
26. März 2020 (26.03.2020)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2020/058064 A1

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

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2019/074242

(22) Internationales Anmeldedatum:
11. September 2019 (11.09.2019)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2018 007 573.8
20. September 2018 (20.09.2018) DE

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

(72) Erfinder: **BISCHOFF, Mark**; Im Krämer 12, 07749 Jena (DE). **STOBRAWA, Gregor**; Cospedaer Grund 13A, 07743 Jena (DE). **GREBNER, Dieter**; Erlengrund 3, 07751 Großlöbichau (DE).

(74) Anwalt: **BECK, Bernard**; 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, 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,

(54) Title: PRODUCING CUTS IN THE INTERIOR OF THE EYE

(54) Bezeichnung: ERZEUGUNG VON SCHNITTEN IM INNEREN DES AUGES

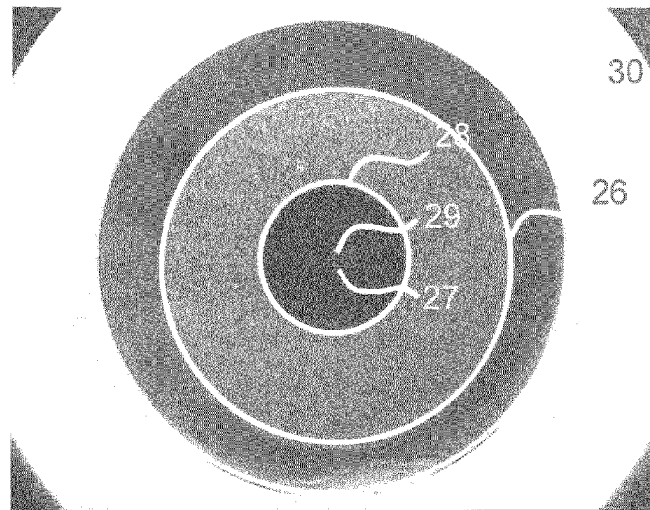


Fig. 4

(57) Abstract: The invention relates to a device for producing cuts in the interior of an eye. The device contains an image-capturing apparatus, which is designed to capture at least part of the image field, and an image-evaluating apparatus, which is designed to evaluate photographs of the image-capturing apparatus and to produce signals for the control apparatus and/or the user. The invention further relates to a method for producing cuts in the interior of an eye, wherein an image-capturing apparatus is used to capture at least part of the image field and an image-evaluating apparatus evaluates the photographs of the image-capturing apparatus and produces signals for the control apparatus and/or the user.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Erzeugung von Schnitten im Inneren eines Auges. Dabei



WO 2020/058064 A1

SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, 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)*

enthält die Vorrichtung eine Bildaufnahmeeinrichtung, die ausgebildet ist, mindestens einen Teil des Bildfeldes aufzunehmen, und eine Bildauswerteeinrichtung, die ausgebildet ist, Aufnahmen der Bildaufnahmeeinrichtung auszuwerten und Signale für die Steuereinrichtung und/oder den Bediener zu erzeugen. Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf ein Verfahren zur Erzeugung von Schnitten im Inneren eines Auges, wobei eine Bildaufnahmeeinrichtung zur Aufnahme mindestens eines Teils des Bildfeldes verwendet wird, und eine Bildauswerteeinrichtung die Aufnahmen der Bildaufnahmeeinrichtung auswertet und Signale für die Steuereinrichtung und/oder den Bediener erzeugt.

Erzeugung von Schnitten im Inneren des Auges

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Erzeugung von Schnitten im Inneren eines Auges, die aufweist eine Laserstrahlquelle, die ausgebildet ist, gepulste Laserstrahlung abzugeben mit einer in die Hornhaut des Auges eindringenden Wellenlänge, einer Strahlformungseinrichtung, die aufweist eine Strahloptik, welche die gepulste Laserstrahlung in das Innere des Auges in einen Fokus bündelt, und einer Strahlblendenrichtung, die einen Fokus der Strahlung verschiebt, wobei eine Steuereinrichtung vorgesehen ist, die ausgebildet ist, die Laserstrahlquelle und die Strahlformungseinrichtung anzusteuern, um im Inneren des Auges mindestens eine Schnittfläche zu erzeugen.

Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zur Erzeugung von Schnitten im Inneren eines Auges, wobei im Inneren des Auges mindestens eine Schnittfläche festgelegt wird, und die Schnittfläche durch die Abgabe gepulster Laserstrahlung erzeugt wird, wobei gepulste Laserstrahlung verwendet wird, die eine in die Hornhaut eindringende Wellenlänge hat und ein Fokus der Laserstrahlung im Inneren des Auges verschoben wird.

Für die Abbildungseigenschaften des Auges ist die Form der Vorderfläche der Augenhornhaut von Bedeutung. Es ist deshalb seit langem bekannt, für eine Fehlsichtigkeitskorrektur die Augenhornhaut zu verändern, mit dem Ziel die Vorderfläche der Augenhornhaut und damit deren Brechungseigenschaften zu modifizieren und so eine Fehlsichtigkeit auszugleichen. Im Stand der Technik wurden dazu Operationsverfahren entwickelt, welche an der Augenhornhaut eine Lamelle lösen, diese abklappen und dann aus dem derart freigelegten Inneren der Augenhornhaut Material abtragen. Anschließend wird die Lamelle wieder zurückgeklappt und die Augenhornhaut hat aufgrund des Materialabtrages eine anders geformte Vorderfläche. Dieses Korrekturprinzip ist im Stand der Technik u. a. mit der Bezeichnung LASIK abgekürzt. Derartige Verfahren seien nachfolgend als lamellenlösende Fehlsichtigkeitskorrektur bezeichnet. Das Lösen der Lamelle erfolgte in frühen Ausführungsformen

mittels eines mechanischen Keratoms. Die Augenhornhaut wird durch ein ebenes Kontaktglas flachgedrückt und mittels des mechanischen Keratoms ein die Lamelle erzeugender Schnitt ausgeführt. In einer Weiterbildung werden mittlerweile sogenannte Laserkeratome verwendet. Hierzu ist u. a. ein Laserkeratom der Ziemer Ophthalmic Systems AG, Port, Schweiz, bekannt. Es ist hinsichtlich seiner Strahlablenkung zur Erzeugung der abzuklappenden Lamelle ausgebildet. Das erste Laserkeratom wurde von der Intralase Inc., USA, entwickelt, die mittlerweile der Abbott Laboratories, Illinois, USA, gehört. Beide Laserkeratome arbeiten mit gepulster Laserstrahlung, wobei sich Repetitionsraten und Pulsenergien unterscheiden.

Die chirurgische Fehlsichtigkeitskorrektur wurde weiterentwickelt zu Verfahren, die in der Hornhaut Material isolieren und extrahieren. Das Material hat üblicherweise die Form eines Lentikels, weshalb diese Verfahren hier lentikelextrahierende Verfahren bzw. Vorrichtungen genannt werden. Auch wird das zu isolierende und extrahierende Volumen der Anschaulichkeit halber mit der Bezeichnung „Lentikel“ versehen, auch wenn in bestimmten Anwendungsfällen ein nicht lentikelförmiges Volumen zu isolieren und extrahieren ist.

Die eingangs genannten Vorrichtungen und Verfahren beziehen sich auf das Prinzip der Lentikelextraktion. Die lentikelextrahierenden Vorrichtungen und Verfahren haben den Vorteil, dass die Vorderfläche der Hornhaut in einem sehr viel kleineren Bereich verletzt wird. Man benötigt nicht mehr einen nahezu vollständig ringförmigen Einschnitt an der Hornhautvorderfläche, wie er zum Lösen einer das Hornhautinnere freilegenden Lamelle erforderlich ist. Es genügt vielmehr ein kleiner Einschnitt am Rand, der zum isolierten Volumen führt und durch den das isolierte Volumen entnommen werden kann, gegebenenfalls nach vorheriger Zerkleinerung des isolierten Materials. Das Prinzip der Lentikelextraktion erfordert es jedoch, die das Lentikel isolierenden Schnittflächen im Inneren der Hornhaut hochpräzise zu erzeugen. Um eine Fehlsichtigkeitskorrektur zu bewirken, sollte für einen möglichst geringen Gewebeverbrauch weiter mindestens eine der das Lentikel begrenzenden

Schnittflächen in einem nicht konstanten Abstand zur Vorderfläche der Hornhaut liegen. Auch hier besteht ein Unterschied zum Ansatz, der eine Hornhautlamelle löst und abklappt, da dort die einzige und lamellenerzeugende Schnittfläche problemlos in konstantem Abstand zur Vorderfläche der Hornhaut liegen kann, also parallel zur Vorderfläche der Hornhaut. Wenn beim lamellenerzeugenden Schnitt die Vorderfläche der Hornhaut mit einem planen Kontaktglas flachgedrückt wird, muss man lediglich eine Schnittfläche erzeugen, die bis auf Randabschnitte parallel zur Fläche des Kontaktglases liegt und ihrerseits auch eben ist.

Die lentikelextrahierende Fehlsichtigkeitskorrektur ist grundlegend in der WO 2004/105660 und der WO 2004/105661 beschrieben. Im Stand der Technik sind darüber hinaus Weiterbildungen bekannt. So offenbart die WO 2005/011547 die Verwendung von Höhenlinien als Fokus-Bahnkurven zur schnellen Lentikelisolation, die WO 2008/055697 gibt Berechnungsvorschriften, wie die Grenzflächen des Lentikels, d. h. die erzeugenden Schnittflächen gewählt werden können. Aus dieser Schrift ist es insbesondere bekannt, die das Lentikel begrenzenden Schnittflächen in eine anteriore Flap-Fläche, welche in konstantem Abstand zur Vorderfläche der Augenhornhaut liegt, und in eine posteriore Lentikelfläche aufzuteilen, welche in keinem konstanten Abstand zur Vorderfläche der Hornhaut liegt. Der Abstand der Flächen zueinander und damit ihre Form beeinflusst die Krümmung der Hornhaut nach der Korrektur.

Die WO 2008/055705 und WO 2008/055706 befassen sich mit der Problematik der Bildfeldkrümmung bei der Verwendung eines nicht planaren Kontaktglases und der Erzeugung von Steuerdaten für das chirurgische Verfahren.

Die Schnittfläche wird üblicherweise durch gepulste Laserstrahlung erzeugt. Dabei werden die Zielpunkte der Laserstrahlung entlang einer Bahnkurve angeordnet, die in der Schnittfläche liegt und letztlich die Schnittfläche vorgibt. Die WO 2008/055698 schildert die Anordnung der Zielpunkte entlang der Bahnkurve, wobei es vorgesehen ist, nicht für jeden in die Augenhornhaut abgegebenen Laserstrahlungspuls auch einen Zielpunkt vorzugeben.

Die WO 2008/131878 widmet sich der Frage, wie nach einem Abbruch bzw. Abschluss eines laserchirurgischen Eingriffs, eine weitere Behandlung erfolgen kann, welche die bereits vorhandene Schnitte in der Hornhaut berücksichtigt.

Die WO 2007/022993 beschreibt ein Kontaktglas, welches mit Unterdruck an der Hornhaut bzw. Sklera des Auges befestigt werden kann. Dieses dient dazu, eine feste Koordinatenbeziehung zwischen dem Behandlungslaser und dem Auge zu sichern und dabei zu verhindern, dass sich das Auge bewegt, was diese Zuordnung wieder aufheben würde. Zur Sicherheit für den Patienten ist häufig ein Kraftsensor vorgesehen, welcher verhindert, dass das Kontaktglas bei Bewegungen des Patienten das Auge schädigt (bspw. WO 2005/048895).

Für das lentikelextrahierende Verfahren ist im Stand der Technik das Femtosekunden-Laserkeratom VisuMax® der Carl Zeiss Meditec AG bekannt. Es verwendet einen Femtosekunden-Faserlaser, welcher im infraroten Spektralbereich emittiert und mit einer Pulswiederholrate von 500 kHz Laserpulse abgibt, die in die Augenhornhaut fokussiert werden.

Weiterhin ist bekannt mit einem fs-Laser im Inneren des Auges, bspw. der Linse, des Glaskörpers oder der Retina, Schnitte zu erzeugen (z.B. DE 199 40 712), was z.B. bei der sogenannten fs-Kataraktbehandlung ausgenutzt wird.

Bei bekannten Systemen zur Erzeugung von Schnitten im Auge ist es üblich, dass der Bediener (Arzt) den Fortschritt des Eingriff visuell überwacht, entweder mit einem Operationsmikroskop zur Mitbeobachtung oder über eine Einrichtung aus Kamera und Bildschirm (beides beschrieben in DE 10 2005 013 949).

Sowohl für die Qualität einer Fehlsichtigkeitskorrektur als auch für die Akzeptanz bei Patienten ist die Zeit, welche die Schnittflächenerzeugung dauert, von hoher Bedeutung. Mit der Dauer des Eingriffs steigt das Risiko von störenden Augenbewegungen, welche die Genauigkeit der Schnittflächenerzeugung herabsetzen oder sogar dazu führen können, dass gar keine zusammenhängende Schnittfläche mehr erzeugt werden kann und das Verfahren abgebrochen werden muss. Auch ist ein länger dauernder Eingriff

eine unerwünschte Belastung für den Patienten. Für die Güte des Resultates einer lentikelextrahierenden Sehkorrektur ist hingegen die exakte Positionierung der Schnittflächen in der Augenhornhaut von hoher Bedeutung. Da die Schnittfläche durch die Verstellung der Fokuslage (Fokus) der gepulsten Laserstrahlung entlang einer Bahn erzeugt wird, ist letztlich die Positioniergenauigkeit des Fokus in Inneren des Auges wichtig.

Aus der DE 10 2013 204 496 der Anmelderin ist daher ein System bekannt, dass eine schnelle Schnittflächenerzeugung bei gleichzeitig hoher Präzision erreicht.

Damit wird es möglich, eine beispielsweise bisher in 30 s durchgeführte Lasertherapie in wenigen Sekunden (etwa 5 s) durchzuführen. Dadurch erhöht sich die Anforderung an die Beobachtungsgabe und die Reaktionsgeschwindigkeit des Bedieners erheblich. Damit kann es gegenüber dem heutigen Therapiestandard zu einer Vergrößerung bestimmter Therapierisiken für den Patienten kommen.

Als Unterstützungslösungen für den Bediener sind bekannt:

- die Aufzeichnung des Videosignals der Kamera während der Lasertherapie (Video-Log),
- die Aufzeichnung von Steuersignalen über den Fortschritt der Lasertherapie (z.B. Scanner-Log, Energie-Log),
- die automatisierte Regelung der Anpresskraft zwischen Patientenaug und Kontaktglas auf der Grundlage des Messwertes der Anpresskraft,
- automatisierter Arbeitsablauf zur Fortsetzung bzw. Wiederaufnahme einer Lasertherapie,
- Erzeugung eines automatisch generierten Dokuments (Treatment-Report), welches wesentliche Behandlungsparameter und den erreichten Behandlungsfortschritt für den Bediener zusammenfasst.

Es ist die Stand der Technik, dass der Bediener die Aufgabe hat, die Behandlung zu initiieren und den Behandlungsverlauf zu verfolgen und ggf. einen Abbruch der Behandlung einzuleiten, wenn er dies für richtig hält. Er

beurteilt zu diesem Zweck eine Vielzahl von Informationen, die er hauptsächlich aus der visuellen Beobachtung des Behandlungsverlaufs im Okular des Mitbeobachtungsmikroskops oder per Bildschirmanzeige erhält. Wenn es beispielsweise zu einem Lösen der Vakuumfixation des Patientenauges vom Kontaktglas (bzw. dem Patienten-Interface) kommt („Suction Loss“), stoppt der Bediener die Lasertherapie, indem er bspw. einen Fußschalter betätigt. Die Wirksamkeit dieser manuellen Überwachungsfunktion ist von erheblicher Bedeutung für die Patientensicherheit.

Bei einem schnelleren Ablauf der Lasertherapie verringert sich zwar einerseits die Häufigkeit von Störungen durch ungünstige Ereignisse (z.B. Patientenaktivität, Augenbewegung). Gleichzeitig erhöht sich jedoch die Auswirkung auf den Patienten im Fall einer Störung, weil in der Zeit zwischen dem Eintreten der Störung bis zum Einleiten einer wirksamen Gegenmaßnahme (Reaktionszeit) durch den Bediener eine größere und häufig ungünstige Bearbeitungswirkung erzielt wird. Damit besteht das Risiko einer erheblichen Gefährdung oder tatsächlichen Schädigung des Patienten im Fall einer Störung des Behandlungsverlaufs.

Als besonders kritisch hat sich dabei das Lösen oder Verringern der Vakuumfixation des Patientenauges („Suction loss“) herausgestellt, da dadurch die Gefahr besteht, dass das Auge sich gegenüber der optischen Achse der Behandlungseinrichtung bewegt und damit der beabsichtigte Schnitt unterbrochen und/oder an falscher Stelle fortgeführt/ausgeführt wird. In der WO 2016/148 754 wird daher vorgeschlagen, den Unterdruck der Fixation mit einem zweiten zusätzlichen Drucksensor zu überwachen.

Aufgabe der Erfindung ist die Verbesserung der Überwachung einer Laserbehandlung am Auge.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch eine Vorrichtung zur Erzeugung von Schnitten im Inneren eines Auges, die aufweist

- eine Laserstrahlquelle die ausgebildet ist, gepulste Laserstrahlung im

Femtosekundenbereich abzugeben,

- eine Strahloptik, welche ein Bildfeld hat und die gepulste Laserstrahlung in das Innere des Auges in einen Fokus bündelt, der innerhalb des Bildfeldes liegt,

- eine Strahlableitvorrichtung, die den Fokus innerhalb des Bildfeldes verschiebt,

- eine Steuereinrichtung, die ausgebildet ist, die Laserstrahlquelle und die Strahlformungseinrichtung anzusteuern, um im Inneren des Auges durch die Vorgabe der Bahn mindestens einen Schnitt zu erzeugen,

- eine Bildaufnahmeeinrichtung, die ausgebildet ist, mindestens einen Teil des Bildfeldes aufzunehmen,

- eine Bildauswerteeinrichtung, die ausgebildet ist, Aufnahmen der Bildaufnahmeeinrichtung auszuwerten und Signale für die Steuereinrichtung und/oder den Bediener zu erzeugen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur Erzeugung von Schnitten im Inneren eines Auges, wobei

- mindestens eine Schnittfläche im Inneren des Auges festgelegt wird,

- eine Bahn festgelegt wird, die in der Schnittfläche liegt,

- in das Innere des Auges gepulste Laserstrahlung im Femtosekundenbereich mit einer in die Hornhaut eindringenden Wellenlänge abgegeben wird,

- eine Strahloptik verwendet wird, welche ein Bildfeld hat und die gepulste Laserstrahlung im Inneren des Auges in einen Fokus bündelt, der innerhalb des Bildfeldes liegt

- der Fokus im Inneren des Auges und innerhalb des Bildfeldes verschoben wird

- eine Bildaufnahmeeinrichtung zur Aufnahme mindestens eines Teils des Bildfeldes verwendet wird,

- eine Bildauswerteeinrichtung die Aufnahmen der Bildaufnahmeeinrichtung auswertet und Signale für die Steuereinrichtung

und/oder den Bediener erzeugt.

Dabei ist es von besonderem Vorteil wenn die Laserstrahlquelle gepulste Laserstrahlung mit einer Pulsfrequenz von 1,2 MHz bis 10 MHz abgibt.

Weiterhin von Vorteil ist, wenn die Pulsenergie zwischen 1 nJ bis 200 nJ liegt.

Vorzugsweise wird durch die Strahlformungseinrichtung der Fokus so gebündelt, dass er innerhalb des Bildfeldes liegt und einen maximalen Durchmesser unter 3 μm hat.

Eine besonders bevorzugte Wellenlänge liegt im Bereich von 1030-1060 nm.

Die genannten Laser- Parameter werden bevorzugt so gewählt, dass nicht nur eine Materialveränderung erfolgt, sondern dass diese auch zumindest unmittelbar nach der Bearbeitung optisch detektierbar ist. Besonders bevorzugt ist es dabei, die Parameter so zu wählen, dass die Wechselwirkung der Laserstrahlung mit dem Gewebe eine Blasenbildung bewirkt, wodurch eine Blasenstruktur beobachtbar wird.

Vorzugsweise wertet die Bildauswerteeinrichtung die Bilder der Bildaufnahmeeinrichtung durch Bilderkennung oder Bildmessung aus. Dabei können Sollbilder bspw. des geplanten Behandlungsablaufs zu Grunde gelegt werden. Alternativ oder parallel können optisch detektierbare Ergebnisse der Schnitterzeugung erkannt bzw. gemessen werden, um ggf. Abweichungen vom Sollablauf zu erkennen.

Die erfindungsgemäße Lösung des Problems besteht also in einer maschinellen Unterstützung des Bedieners bei der Überwachung des Behandlungsverlaufs.

Der Grad der Unterstützung kann dabei bis zur vollständig automatisierten Überwachung des Behandlungsverlaufs gehen. Für den Bediener verbleibt dann im besten Falle nur die Aufgabe, den automatisierten Behandlungsverlaufs zu starten und zu überwachen.

Die Erfindung bietet dabei die folgenden Möglichkeiten:

1. automatische Bilderkennungsfunktion im Video (maschinelle Überwachung durch Bildverarbeitung) hinsichtlich Regularität der Behandlung und automatische Unterbrechung der Behandlung im Fall einer erkannten Störung,

2. automatische Messfunktion (maschinelle Überwachung durch Signalüberwachung) hinsichtlich Regularität der Behandlung und automatische Unterbrechung der Behandlung im Fall einer erkannten Störung,
3. Möglichkeit des Bedieners, eine automatisch unterbrochene Behandlung fortzusetzen, also die automatische Überwachungsfunktion bewusst außer Kraft zu setzen, ihre Empfehlungen zu ignorieren oder ihre Maßnahmen zu korrigieren bzw. zu überschreiben.

Dazu benötigt die Bildauswerteeinrichtung spezielle Funktionen. Hierbei handelt es sich um Funktionen zur digitalen Bildverarbeitung, die dazu dienen, eine Bewertung der Korrektheit der Behandlung zu treffen. Als Korrekt wird eine Behandlung dann bezeichnet, wenn die erzeugten Schnitte dort entstehen, wo sie gemäß der durch den Bediener mit maschineller Unterstützung erfolgten Planung entstehen sollen. Hierfür verwendet die Bildauswerteeinrichtung Bildverarbeitungsalgorithmen (z.B. Kantenfilter, Hough-Transformation, Glättungsfiler, Kontrastverstärkung, Helligkeitsänderung, Fourier-Filter, Differenzbilder, Bildkorrelation, Segmentierung, Berechnung des optischen Flusses u.s.w.). Die Bewertung der Korrektheit erfolgt im einfachsten Fall durch den Vergleich von gemessenen Bild-Ist-parametern mit vordefinierten Bild-Soll-Parametern.

In einer bevorzugten Variante ist das Bilderfassungssystem mit einem Videoerfassungssystem verbunden, dass die Beobachtung des Behandlungsverlaufs nach Abschluss der Lasertherapie jedoch noch vor der Lentikelentnahme erlaubt.

Dabei ermöglicht das Videoerfassungssystem (bspw. ein Digitaler Videorecorder) die Visualisierung des Behandlungsprozesses bei gleicher, erhöhter, oder reduzierter Geschwindigkeit der Bildwiedergabe im Vergleich zur vorherigen Bildaufnahme. Durch die Reduzierung der Geschwindigkeit der Bildwiedergabe wird der Verlauf der Lasertherapie für den Bediener (Arzt) wieder leichter beobachtbar und er kann im nachfolgenden Schritt der Lentikelentnahme auf den beobachteten Verlauf der Lasertherapie reagieren. Es können dabei die beschriebenen Techniken zur Bildverarbeitung zum Einsatz kommen und weitere Arbeitsschritte zur Lentikelentnahme abgeleitet

werden.

So können zum Beispiel Bereiche mit fehlender Blasenstruktur erkannt werden, die eine nachfolgenden Lentikelseparation ausschließen, wodurch ein Schaden für den Patienten vermieden wird.

In einem anderen Fall kann der Bediener über Bereiche mit abweichender Blasenstruktur informiert werden, die schlechter trennbare Gewebereiche erwarten lassen. Er kann dann durch die Anpassung seiner manuellen Chirurgetechnik darauf reagieren, wodurch der Behandlungserfolg erhöht wird. Dies kann wiederum durch Bildauswerteverfahren oder Mustervergleichsverfahren unterstützt werden.

Ebenso kann durch Beobachtung des aufgezeichneten Behandlungsvideos mit reduzierter Geschwindigkeit im Fall eines Suction Loss dessen zeitlicher Ablauf wiederholt beobachtet werden. Der Zeitbereich der fehlerfreien Lasertherapie bis zum Zeitpunkt des Suction Loss kann identifiziert werden.

Das Vorhandensein von Blasen im Videobild der Cornea gilt als Nachweis der erfolgreichen Laser-Gewebe-Wechselwirkung (Laserschnitt auf Basis der Photodisruption). Dabei hängt die Bildung und das Verschwinden des Blasenmusters und somit die Beobachtbarkeitsdauer dieser Blasen während der Lasertherapie von den angewendeten Parametern wie Laserenergie, Pulsdauer und Fokussierung ab

So können kurzzeitig existente Blasen nur schwer durch den Bediener erkannt werden. Dagegen können bei einer Aufnahme mit hoher Geschwindigkeit und nachfolgender Beobachtung mit reduzierter Geschwindigkeit (Zeitlupeneffekt) auch diese Blasen für den Bediener beobachtbar werden und er kann so Informationen über das Vorhandensein eines Lasertherapieschnitts gewinnen.

Eine besonders geeignete Ausführungsform ist die Bereitstellung des Videobildes in einem gemeinsamen Lasertherapiesystem. So können die während der Lasertherapie gewonnenen Informationen zum Ablationserfolg zu verschiedenen Zeitpunkten (Zeitstempel) durch den Arzt während des Arbeitsschritts der Lentikelentnahme abgefragt werden, die für den jeweiligen Arbeitsschritt relevant sind.

Auch ein Einblenden dieser Informationen in das Beobachtungsfeld des

Bedieners während der Lentikelentnahme ist vorteilhaft.

In einer bevorzugten Variante der Erfindung wird zur automatischen Analyse Vorwissen über die zu erwartende Gestalt des durch die Wechselwirkung des Lasers mit dem Gewebe erzeugten Muster, insbesondere eines Blasenmuster verwendet, um das zu erwartende Muster maschinell und somit schnell zu detektieren und zu bewerten. Beispielsweise wird nach der erwarteten runden oder elliptischen Form des Blasenmusters im Bild gesucht und das Zentrum der Struktur gemessen. Verschiebt sich das Zentrum der Struktur zu irgendeinem Zeitpunkt der Bearbeitung, so kann auf ein Verrutschen des Auges am Kontaktglas geschlossen werden und die Behandlung kann dann automatisch unterbrochen werden, indem die Bildauswerteeinrichtung ein entsprechendes Signal an die Steuereinrichtung gibt.

In einer Weiterführung der Erfindung werden nicht bekannte Regeln angewendet, sondern die Regeln werden durch induktive Methoden überhaupt erst maschinell gefunden. Dazu wird eine große Anzahl von regulären und irregulären Behandlungen entsprechend klassifiziert und in einer überwachten Lernphase von der Bildauswerteeinrichtung analysiert oder ihr von außen ein entsprechendes Lernmuster zugeführt. Anschließend wird die so ermittelte implizit vorhandene Regel oder Gesetzmäßigkeit zur automatischen Klassifizierung neuer Bilder verwendet. Das Lernmuster kann auch vervielfältigt werden, und so können identisch vorkonditionierte Systeme erzeugt werden.

In einer anderen Weiterführung der Erfindung wird bei automatischer Detektion einer Abweichung die Zeit bis zum Erreichen eines kritischen Fehlerausmaßes automatisch geschätzt, beispielsweise durch einfache Extrapolation, und im Hinblick auf die noch zu erwartende maschinelle Bearbeitungszeit bzw. Zeit für die Abarbeitung eines kritischen Teils der maschinellen Bearbeitung bewertet. Wenn beispielsweise 20 ms vor Abschluss des Schnitts einer Lentikelfläche eine Verschiebung von 5 μm detektiert wird und 10 ms vor Abschluss des dieses Schnitts eine Verschiebung von 10 μm , dann erfolgt zunächst keine Behandlungsunterbrechung, sondern der kritische Schnitt der Lentikelfläche wird noch abgeschlossen (Prognosebewertung). Erst danach wird die Behandlung angehalten und der Bediener vom Therapiegerät aufgefordert,

aktiv über die Art und Weise der Fortsetzung zu entscheiden. Für die Entscheidung über Fortsetzung oder Unterbrechung der maschinellen Bearbeitung sind Entscheidungskriterien (z.B. in Form von Parametervektoren) und Grenzwerte für erlaubte Abweichungen (z.B. in Form von Grenzwertvektoren) festgelegt und durch den Hersteller oder den Bediener im Gerät gespeichert. Der Vergleich von Parametervektoren oder prognostizierten Parametervektoren mit Grenzwertvektoren ermöglicht dann eine schnelle maschinelle Entscheidung. Die Berechnung eines prognostizierten Parametervektors kann aufwandgering durch die Lösung der Bewegungsgleichung für den Parametervektor für den Zeitpunkt erfolgen, zu welchem der kritische Verfahrensschritt abgeschlossen sein wird. Am beschriebenen Beispiel des Lentikelschnitts erfolgt also eine Berechnung des Parametervektors, anhand der Messung seiner Änderungsgeschwindigkeit, für den bekannten Zeitpunkt des Endes des Lentikelschnitts. Durch den Vergleich des so prognostizierten Parametervektors mit dem Grenzwertvektor erfolgt anschließend die Bewertung, ob die erwartete Abweichung akzeptiert werden kann oder ein sofortiger Behandlungsabbruch erfolgen muss. Im beschriebenen Beispiel wird unter der Annahme einer gleichförmigen Bewegung ein Parametervektor von $15\mu\text{m}$ berechnet. Nimmt man an, dass der Grenzwertvektor hier $20\mu\text{m}$ beträgt, würde nach Bewertung folglich kein automatischer Behandlungsabbruch ausgelöst.

Das Therapiegerät kann in einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung automatisch dann (vorzugsweise auf der Grundlage eines gemessenen Parametervektors) auch einen vom ursprünglichen Behandlungsplan (Standardablauf) abweichenden Behandlungsplan empfehlen. Im beschriebenen Fall könnte beispielsweise ein Schnitt einer Randfläche des Lentikels mit einem etwas geringeren Durchmesser und einer größeren Tiefe (axiale Erstreckung) als ursprünglich vorgesehen ausgeführt werden, um auf diese Weise einen lückenlosen Anschluss an den Schnitt der Lentikelfläche zu erzielen. Hierfür sind Variationen des Standardablaufs und ihre Abhängigkeit von Abweichungen festgelegt und durch den Hersteller oder den Bediener im Gerät gespeichert.

In einer weiteren Variante der Erfindung wird nicht das Blasenmuster detektiert,

sondern der Kontaktglasrand hinsichtlich des Einsaugens von Bindegewebe überwacht. Im Fall der Detektion eines solchen Vorgangs sind alle oben genannten Weiterführungen der Erfindung ebenfalls anwendbar. Die Überwachung ist nicht auf die genannten Merkmale (Blasenmuster/Kontaktglasrand) beschränkt sondern kann auch andere optisch detektierbare Merkmale berücksichtigen, die auch andere anatomische Strukturen des Auges betrachten können (Vorderkammer, Linse, Iris, Glaskörper, Netzhaut).

In einer anderen Weiterbildung der Erfindung kann zusätzlich oder alternativ zur automatischen optischen Erkennung von Abweichungen im Behandlungsablauf eine maschinelle Entscheidung auf Basis von Messwerten eines geeigneten Detektors erfolgen. Hierfür werden mindestens ein Sensor zur Signalerfassung, ein Signalverarbeitungsmodul zur Erzeugung von Messwerten und ein Bewertungsmodul zur Bewertung der Regularität der Messwerte benötigt. Bei den Messwerten kann es sich beispielsweise um Kraftmesswerte handeln, deren Bewertung dazu dient, eine Entscheidung über die Korrektheit der Behandlung zu treffen. Als Korrekt wird eine Behandlung dann bezeichnet, wenn die Messwerte in einem Messwertintervall liegen, welches vorbestimmt oder aus Anfangswerten berechnet ist. Das oben beschriebene Prinzip der Prognosebewertung kann in diesem Fall ebenfalls Anwendung finden.

Die Wirkung der Erfindung im Hinblick auf die Lösung des Problems liegt in der schnelleren Reaktion des automatischen Überwachungssystems gegenüber der ausschließlich manuellen Überwachung durch den Bediener. Um gegenüber der menschlichen Reaktionszeit von mindestens 200 ms bis 500 ms eine signifikante Verbesserung zu erzielen, ist eine maschinelle Reaktionszeit von weniger als 200 ms, vorzugsweise weniger als 100 ms vorteilhaft.

Auch die Genauigkeit der Erkennung einer Abweichung spielt für die Schnelligkeit der Reaktion eine Rolle. Oft beginnt ein Suction Loss mit einem langsamen Abrutschen des Auges am Kontaktglas/Patienteninterface. Die Erkennung auch kleiner Fehler ermöglicht es hier, einerseits schnell zu reagieren, andererseits aber auch ausreichend Zeit zur Abschätzung der zeitlichen Entwicklung und Bewertung des Vorgangs zu haben (Prognosebewertung). Es ist daher vorgesehen, dass die Genauigkeit der Fehlererkennung durch die

Bildverarbeitung besser als 50 µm ist, vorzugsweise beträgt sie weniger als 20 µm, im besten Fall nur 5 µm. Bezogen auf ein Beobachtungsfeld von mindestens 11 mm Ausdehnung folgt damit eine bevorzugte Pixelzahl für die Bildaufnahmeeinrichtung von größer gleich 2200x2200, besonders bevorzugt größer gleich 4000x4000.

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

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

Fig. 1 eine Schemadarstellung einer Vorrichtung für die Durchführung von Schnitten im Inneren des Auges, hier der Hornhaut

Fig. 2 eine vereinfachte Schnittdarstellung durch die Augenhornhaut zur Veranschaulichung einer Schnittführung

Fig. 3 eine Projektion der Schnittfläche wie die Bildaufnahmeeinrichtung die Schnittflächenerzeugung aufnimmt

Fig. 4 ein erstes Beispiel für die Auswertung einer Aufnahme der Schnittflächenerzeugung

Fig. 5 ein zweites Beispiel für die Auswertung einer Aufnahme der Schnittflächenerzeugung

Fig. 1 zeigt beispielhaft und schematisch eine Vorrichtung 1 zum Ausführen einer lentikelextrahierenden Fehlsichtigkeitskorrektur. Die Vorrichtung 1 weist einen Laser 2 auf, der gepulste Laserstrahlung bereitstellt, wobei in der geschilderten Ausführungsform der Laser 2 einen gepulsten Rohstrahl 3 abgibt, der eine Wellenlänge hat, welche in das Gewebe der Augenhornhaut eindringt, sodass dort eine Bearbeitung mittels nichtlinearer Effekte erfolgen kann. Der Rohstrahl 3 wird von einem Pulsformer 4 hinsichtlich der Pulsdauer geformt, wobei eine aus dem Stand der Technik bekannte Vorverzerrung erfolgen kann,

die dafür sorgt, dass nach Durchlauf durch den weiteren optischen Weg des Strahlengangs im Material, d. h. in der Hornhaut des Auges die gewünschte Pulslänge von beispielsweise ≤ 1 ps vorliegt. Der Pulsformer 4 und der Laser 2 bilden zusammen eine Laserstrahlquelle 5, welche einen gepulsten Laserstrahl 6 der gewünschten Pulslänge abgibt.

Der gepulste Laserstrahl 6 fällt weiter durch einen Scanner 7, welcher bevorzugt eine zweidimensionale Ablenkung quer zur Ausbreitungsrichtung der Laserstrahlung bewirkt. Der derart gescannte Laserstrahl 6 wird von einem Objektiv 8 in die Augenhornhaut fokussiert. Der Scanner 7 bildet zusammen mit dem Objektiv 8 eine Strahlformungseinrichtung 9, die dafür sorgt, dass die gepulste Laserstrahlung 6 an einstellbare Orte in eine Hornhaut eines Auges fokussiert wird, wobei der Fokusbereich dort weniger als $3 \mu\text{m}$ beträgt. Die Laserstrahlquelle 5 kann optional einen sogenannten Pulspicker umfassen, der beispielsweise Bestandteil des Pulsformers 4 sein kann. Dieser Pulspicker verändert den Rohstrahl 3 hinsichtlich der Frequenz der Laserstrahlungspulse, die in der Augenhornhaut einen Bearbeitungseffekt haben. So ist es beispielsweise möglich, den Laser 2 so zu auszubilden, dass er einen Rohstrahl 3 mit einer Pulsfrequenz bereitstellt, die deutlich höher ist, als diejenige Pulsfrequenz, die für die bearbeitungswirksamen Laserpulse des Laserstrahls 6 gewünscht ist. Der Pulspicker reduziert dann die Frequenz der wirksamen Laserstrahlungspulse, indem er einzelne Laserstrahlungspulse hinsichtlich ihrer Bearbeitungswirkung unschädlich macht. Dies kann beispielsweise dadurch erfolgen, dass der Pulspicker die Pulslänge vergrößert. Die Bedeutung des Pulspickers, der im Stand der Technik bekannt ist, wird später noch anhand der Fig. 3 erläutert werden.

In der in Fig. 1 gezeigten Ausführungsform beträgt die Pulsfrequenz des gepulsten Laserstrahls 6 zwischen 1,2 MHz und 10 MHz, wobei die Frequenz auf diejenigen Pulse bezogen sind, die einen Bearbeitungseffekt haben, d. h. Pulse, die nicht von einem gegebenenfalls vorhandenen Pulspicker unschädlich gemacht wurden.

Die Energie dieser Pulse des gepulsten Laserstrahls 6 liegt zwischen 1 nJ und 200 nJ, bevorzugt zwischen 10 nJ und 100 nJ, besonders bevorzugt zwischen 20 nJ und 80 nJ.

Die Wellenlänge des Laserstrahls 6 liegt in einem Bereich von 1030 nm bis 1060 nm oder einem anderen Spektralbereich, der in die Hornhaut eindringen kann, für den die Hornhaut also vorzugsweise einen Transmissionsgrad von mindestens 0,8 hat.

Die Vorrichtung 1 umfasst weiter ein Kontaktglas 10, das zur Fixierung des Auges 11 dient und auch dazu, um einer Vorderfläche der Hornhaut 12 des Auges 11 eine gewünschte und bekannte Form zu verleihen. Die entsprechende Kontaktfläche des Kontaktglases 10 hat dazu einen Krümmungsradius von 50 mm oder kleiner, besonderes bevorzugt 20 mm oder kleiner. Das Kontaktglas 10 wird mittels Unterdruck an der Hornhaut 12 des Auges 11 angesaugt, welcher von einer Unterdruckerzeugungseinrichtung 21 bereitgestellt wird welche über eine Unterdruckleitung 22 mit dem Kontaktglas 10 verbunden ist. Dabei kann das Kontaktglas 10 bspw. wie in der WO 2007/022993 dargestellt ausgeführt sein.

Das Objektiv 8 bündelt die Laserstrahlung 6 in einen Fokus 13, der innerhalb der Hornhaut 12 liegt. Der Fokus 13 hat vorzugsweise einen maximalen Durchmesser von 3 μm , besonders bevorzugt von maximal 2 μm .

Fig. 1 zeigt gestrichelt, dass je nach Wirkung des Scanners 7 der Fokus 13 an verschiedenen Stellen in der Hornhaut 12 des Auges 11 liegt. Der Scanner 7 bewirkt in der Bauweise der Fig. 1 eine Ablenkung quer zur Haupteinfallrichtung der Laserstrahlung 6. Eine Verstellung der Fokusposition längs der Haupteinfallrichtung erfolgt durch geeignete Ansteuerung des Objektivs 8, das für eine z-Verstellung geeignet ausgebildet ist.

An geeigneter Stelle (hier zwischen Scanner 7 und Objektiv 8) ist ein Strahlteiler 23 angeordnet, welcher dazu dient, die Laserstrahlung 6 durchzulassen und ein Bild der Hornhaut 12 auf eine Kamera 24 (ggf. über eine hier nicht dargestellte Optik) abzubilden. Die Kamera 24 ist mit einer Bildauswerteeinrichtung 25 verbunden, die wiederum mit der Steuereinrichtung 14 verbunden ist. Alternativ kann die Kamera 24 auch außerhalb des Strahlengangs des Lasers 2 angeordnet sein, wichtig ist, dass sie ein Bild des Auges bzw. der Hornhaut in einem geeigneten Spektralbereich aufnehmen kann. Dazu ist sie bevorzugt im nahen Infrarot empfindlich, kann aber auch so eingerichtet sein, dass die im visuellen Spektralbereich empfindlich ist.

Die Laserstrahlquelle 5 (in der Bauweise der Fig. 1 realisiert durch Laser 2 und Pulsformer 4) sowie die Strahlformungseinrichtung 9 (in der Bauweise der Fig. 1 realisiert durch Scanner 7 und Objektiv 8) sind über nicht weiter bezeichnete Steuerleitungen mit einem Steuergerät 14 verbunden, das diese Elemente geeignet ansteuert. Das Steuergerät 14 erzeugt durch die Ansteuerung eine Schnittfläche in der Augenhornhaut. Die entsprechenden Verhältnisse sind in einer Schnittdarstellung in Fig. 2 dargestellt, welche schematisch die Hornhaut 12 zeigt.

Durch die Verstellung des Fokus 13 der gepulsten Laserstrahlung 6 wird ein Lentikel 15 in der Hornhaut 12 isoliert. Das Lentikel 15 ist anterior durch eine Flap-Fläche 16 und posterior durch eine Lentikel-Fläche 17 begrenzt. Um die Grenzflächen des Lentikels 15 möglichst einfach halten zu können, befindet sich die Flap-Fläche 16 in konstantem Abstand zur Vorderfläche 18 der Hornhaut 12. Die Flap-Fläche 16 ist somit nicht gegenüber der Vorderfläche 18 gekrümmt. Dies ist bei der Lentikel-Fläche 17 anders, die gegenüber der Vorderfläche 18 gekrümmt ist. Ohne eine solche Krümmung würde die Entnahme des Lentikels 15 die Krümmung der Vorderfläche 18 der Hornhaut 12 nicht ausreichend ändern. Die gegenüber der Vorderfläche 18 gekrümmte Lentikel-Fläche 17 stellt hingegen auch schon bei geringem Gewebavolumen eine klinisch relevante Änderung der Krümmung der Vorderfläche 18 der Hornhaut 12 ein, wenn das Lentikel 15 entnommen wird. Diese Entnahme geschieht durch einen in der Fig. 2 nicht dargestellten seitlichen Schnitt, der beispielsweise am Rand des Lentikels 15 von der Flap-Fläche 16 zur Vorderfläche 18 führt und es erlaubt, das isolierte Lentikel 15 zu extrahieren, gegebenenfalls nach vorheriger Zerkleinerung des Materials des Lentikels 15. In der Darstellung der Fig. 2 sind Flap-Fläche 16 und Lentikel-Fläche 17 symmetrisch zur optischen Achse OA. Dies stellt sich für die Flap-Fläche 16 automatisch ein, wenn sie konstanten Abstand zur Vorderfläche 18 hat.

Die Grenzflächen des Lentikels 15 können außer der Flap-Fläche 16 und der Lentikel-Fläche 17 natürlich noch weitere Flächen umfassen. Beispielsweise kann bei einem Lentikel 15, das auf der optischen Achse OA dünner ist, als in achsenfernen Bereichen, eine zusätzliche Randfläche vorgesehen sein, welche

die Flap-Fläche 16 mit der Lentikel-Fläche 17 verbindet, die dann einen stärker gekrümmten Verlauf aufweist, als die Flap-Fläche 16 und die Vorderfläche 18.

Die Schnittflächen zum Isolieren des Lentikels 15 werden dadurch erzeugt, dass der Fokus 13 entlang einer Bahn verschoben wird, die in der entsprechenden Fläche liegt. Dies ist exemplarisch in Fig. 3 anhand der Lentikel-Fläche 17 gezeigt, die aus Anschaulichkeitsgründen hier elliptisch ist. Dies soll zeigen, dass mit der Vorrichtung 1 nicht nur ein sphärischer Sehfehler, sondern auch ein Astigmatismus korrigiert werden kann. Bei der Korrektur höherer Aberrationen ist das Lentikel 15 nicht mehr in jedem Fall rotationssymmetrisch zur optischen Achse OA. Fig. 3 zeigt eine Auffaltung der Lentikel-Fläche 17 in die Zeichnungsebene. Gestrichelt ist in Fig. 3 eine Bahn 19 eingetragen. Entlang dieser Bahn wird die Position des Fokus 13 verstellt. Dabei ist natürlich in der Regel nicht nur eine Verstellung quer zur optischen Achse OA nötig, sondern auch eine Verstellung der Fokusposition längs der optischen Achse OA. Dies ist in Fig. 3 deshalb nicht zu erkennen, weil diese Figur eine Auffaltung der Lentikel-Fläche 17 in die Zeichnungsebene zeigt, weshalb die Bahn 19 in der Darstellung der Fig. 3 in einer Ebene liegt. Betrachtet man den Schnitt durch das Lentikel 15 in Fig. 2, wird deutlich, dass mit zunehmendem Abstand von der optischen Achse OA auch die z-Position des Fokus von der Vorderfläche 18 weg verschoben wird.

Entlang der im Wesentlichen Höhenlinien beschreibenden spiralförmigen Bahn 19 der Fig. 3 sind Zielpunkte 20 eingetragen. Sie bezeichnen jeweils einen Punkt, auf den ein Laserpuls der gepulsten Laserstrahlung 6 abgegeben wird. Durch Aneinanderreihung der Zielpunkte 20 entlang der Bahn 19 und durch geeignete Wahl der Bahn 19 wird insgesamt die Lentikel-Fläche 17 als Schnittfläche ausgebildet. Die Abstände der Zielpunkte 20 sind dabei so gewählt, dass möglichst keine Materialbrücken verbleiben, die Lentikel-Fläche 17 also vollflächig als Schnittfläche generiert ist.

Anhand Fig. 3 ist leicht zu verstehen, warum es vorteilhaft ist, die Pulsfrequenz des gepulsten Laserstrahls 6 veränderbar zu machen. Möchte man die Zielpunkte 20 möglichst äquidistant anordnen, sind die Pulsfrequenz und die

Verschiebgeschwindigkeit der Stahlformungseinrichtung 9 aufeinander anzupassen. Da ein Laser 2 bei hoher Pulsfrequenz in der Regel nur unter großem Aufwand verstellbar ist, ist es von Vorteil, mit dem Laser 2 zuerst einen Rohstrahl 3 bereitzustellen, der eine Pulsfrequenz hat, welche größer gleich der maximalen Pulsfrequenz ist, die für den Laserstrahl 6 gewünscht wird. Es kann einfacher sein, einen solchen Laser 2 zu realisieren und mit einem Pulspicker zu kombinieren, als einen Laser aufzubauen, der hinsichtlich seiner Pulsfrequenz direkt verstellbar ist. So kann die Pulsfrequenz an die Verschiebgeschwindigkeit angepasst werden und man minimiert die Dauer der Schnittflächenerzeugung durch Verringerung der Anzahl der Bearbeitungspunkte. Damit kann sich auch das Sollbild des Musters der Zielpunkte 20 bzw. das Sollbild der durch sie im Material bewirkten Effekte (Blasenmuster) ändern, welches die Bildauswerteeinrichtung 25 mit dem aktuellen Bild der Kamera 24 vergleichen kann.

Die Steuereinrichtung 14 in Fig.1 enthält das System zur Speicherung der mit der Kamera 24 und dem Bildauswerteeinrichtung 25 registrierten Videobilder. Dabei beinhaltet die Steuereinrichtung 14 auch das System zur Wiedergabe der Videosequenzen mit reduzierter Geschwindigkeit (Digitaler Videorekorder mit Zeitlupenfunktion). In Verbindung mit der Bildauswerteeinrichtung 25 werden relevante Merkmale wie Blasenbildung und Blasenabbau sowie Merkmale zum Verlauf von Suction-Loss Vorfällen mit einer für den Arzt beobachtbaren Videogeschwindigkeit wiedergegeben.

Bei Einbindung in den gesamten Behandlungsablauf erlaubt die Steuereinrichtung 14 die Wiedergabe ausgewählter Bilder angepasst an die jeweilige Behandlungssituation unter Nutzung von Zeitstempeln. Dadurch ermöglicht die Steuereinrichtung das gezielte Springen zu Videobildern zu relevanten Zeitpunkten der vorher registrierten Lasertherapie sowie das Einblenden dieser Informationen in das Beobachtungsfeld des Arztes insbesondere während der nachfolgenden Lentikelentnahme.

Mittels Fig. 4 wird die Erfindung am Beispiel eines Lösens oder Verringerns der Vakuumfixation des Patientenauges („Suction loss“) durch Einsaugung von

Bindegewebe (unterer Bildrand) näher erläutert. Dargestellt ist das Auge 11 mit dem Kontaktglas 10 wie es die Kamera 24 aufnimmt. Der Schnitt in der Hornhaut erfolgt auf einer von außen nach innen verlaufenden Bahn 19. Mittels Bildverarbeitung bestimmt die Bildauswerteeinrichtung 25 den äußeren Rand 26 des Schnitts bzw. des Schnittbildes und dessen Mittelpunkt 27. Während der Behandlung wird laufend der innere Rand 28 des Schnitts und dessen Mittelpunkt 29 (Bild-Ist-Parameter) bestimmt. Eine Verschiebung des Mittelpunktes 29 des inneren Randes 28 gegenüber dem Mittelpunkt 27 (Bild-Soll-Parameter) des äußeren Randes 26 des Schnittes zeigt an, dass sich das Auge 11 unter dem Kontaktglas 10 bewegt hat und damit die Fixierung des Auges nicht mehr stabil ist. Über die Steuereinrichtung 14 kann ein entsprechendes Signal an den Bediener gegeben oder auch die Behandlung automatisch abgebrochen werden wenn die laterale Verschiebung (Parametervektor) des Patientenauges eine vordefinierte kritische Fehlergrenze (Grenzwertvektor) überschritten hat. Erfindungsgemäß kann diese Information um eine Prognose des Parametervektors erweitert werden und die Abbruchentscheidung erfolgt dann ausschließlich oder zusätzlich auf Basis der Prognose. Die Berandung 30 des Kontaktglases 10 wäre als weitere Information ebenfalls verfügbar. Aus dem Durchmesser des inneren Randes 28 kann auf den Abarbeitungsstand des Schnitts geschlossen werden und bei weitgehend abgeschlossenen Schnitt auch von der Bildauswerteeinrichtung die Weiterführung des Schnitts als einem Abbruch vorzuziehende Entscheidung getroffen werden.

Fig. 5 zeigt exemplarisch eine alternative Auswertemethode für das Bild der Kamera. Hier wird das Bild des Berandung 30 des Kontaktglases 10 bewertet. Die Einsaugung von Bindegewebe im Bereich 31 wird hierbei automatisch detektiert und bewertet. Parametervektor wäre dann beispielsweise die Bogenlänge des von Bindegewebeeinsaugung betroffenen Randes. Beispielsweise wird, wenn der Parametervektor einen vorbestimmten Grenzwert (Grenzvektor) überschreitet, ein Signal an die Steuereinrichtung 14 gegeben. Diese kann dann die Behandlung abbrechen oder ein Signal bzw. eine Handlungsempfehlung an den Bediener geben. Auch bei dem in Fig. 5 gezeigten Beispiel kann durch Erfassung des zeitlichen Verlaufs der

Veränderung eine Prognose für die weitere zeitliche Entwicklung des Störprozesses (Einsaugen von Bindehaut) abgeleitet werden. Die Bewertung erfolgt dann nicht nur auf Basis des aktuellen Ausmaßes der Störung sondern unter Einbeziehung der Prognose ihres zeitlichen Verlaufs (mehrdimensionaler Parametervektor) in Relation zum Zeitbedarf bis zum Abschluss der Behandlung bzw. des laufenden Behandlungsschritts.

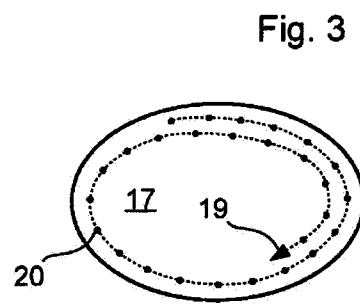
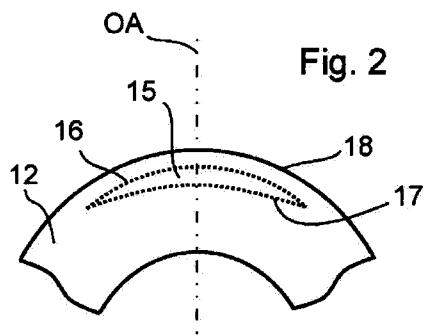
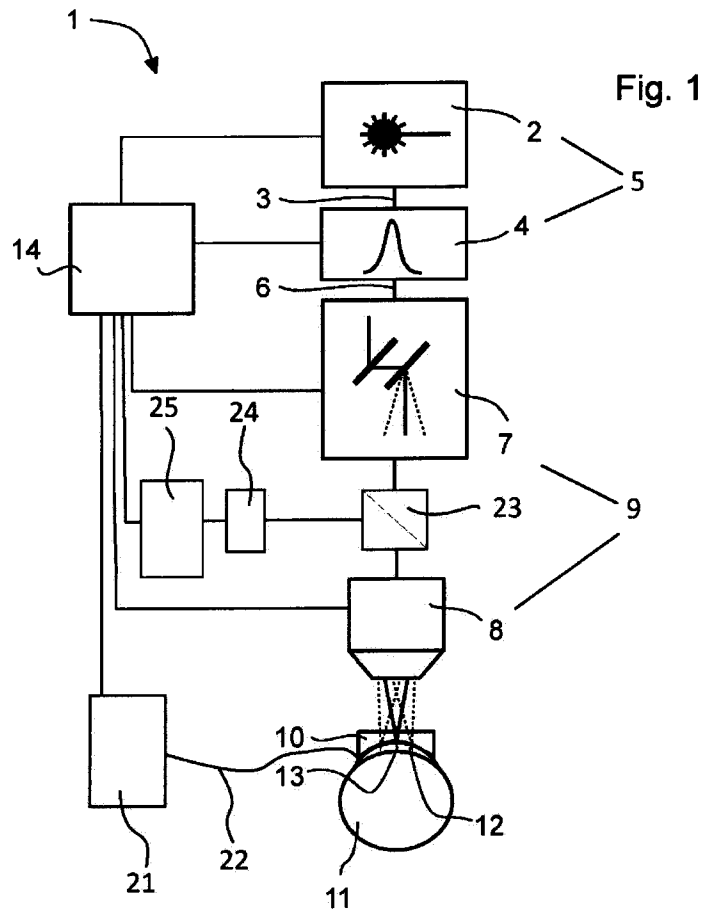
Während die Erfindung im Detail in den Zeichnungen und der vorstehenden Beschreibung dargestellt wurde, sind die Darstellung und Beschreibung als veranschaulichend oder beispielhaft und nicht einschränkend anzusehen. Es versteht sich, dass Änderungen und Modifikationen durch den Fachmann innerhalb des Umfangs der folgenden Ansprüche vorgenommen werden können. Insbesondere umfasst die vorliegende Erfindung weitere Ausführungsformen mit einer beliebigen Kombination von Merkmalen unterschiedlicher oben und unten beschriebenen Ausführungsformen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Erzeugen von Schnitten im Inneren eines Auges, die aufweist:
 - eine Laserstrahlquelle, die ausgebildet ist, gepulste Laserstrahlung (6) abzugeben mit
 - eine Strahloptik, welche ein Bildfeld hat und die gepulste Laserstrahlung in das Innere eines Auges in einen Fokus bündelt, der innerhalb des Bildfeldes liegt
 - eine Strahlableitvorrichtung, die den Fokus innerhalb des Bildfeldes verschiebt,
 - eine Steuereinrichtung, die ausgebildet ist, die Laserstrahlquelle und die Strahlformungseinrichtung (9) anzusteuern, um im Inneren des Auges durch die Vorgabe einer Bahn mindestens einen Schnitt zu erzeugen,
 - eine Bildaufnahmeeinrichtung, die ausgebildet ist, mindestens einen Teil des Bildfeldes aufzunehmen
 - eine Bildauswerteeinrichtung, die ausgebildet ist, Aufnahmen der Bildaufnahmeeinrichtung auszuwerten und Signale für die Steuereinrichtung und/oder den Bediener zu erzeugen.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Laserstrahlquelle ausgebildet ist, gepulste Laserstrahlung mit einer Pulsfrequenz von 1,2 MHz bis 10 MHz abzugeben.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Laserstrahlquelle ausgebildet ist, die gepulste Laserstrahlung mit einer Pulsenergie von 1 nJ bis 100 nJ abzugeben.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Fokus einen maximalen Durchmesser unter 3 μm hat.

5. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, wobei die Laserstrahlquelle ausgebildet ist, die gepulste Laserstrahlung mit einer Wellenlänge von 1030 nm bis 1060 nm abzugeben.
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Laserstrahlquelle ausgebildet ist, die gepulste Laserstrahlung mit einer Pulslänge unter 1 ps abzugeben.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Bildauswerteeinrichtung mindestens einen Parametervektor bestimmt und mit einem Grenzwertvektor vergleicht.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, wobei die Bildauswerteeinrichtung mindestens eine Prognose für einen Parametervektor bestimmt und mit einem Grenzwertvektor vergleicht.
9. Verfahren zum Erzeugen von Schnitten im Inneren eines Auges, wobei
 - im Inneren des Auges mindestens eine Schnittfläche festgelegt wird,
 - eine Bahn festgelegt wird, die in der Schnittfläche liegt,
 - in das Innere des Auges gepulste Laserstrahlung im Femtosekundenbereich mit einer in die Hornhaut eindringenden Wellenlänge abgegeben wird,
 - eine Strahloptik verwendet wird, welche ein Bildfeld hat und die gepulste Laserstrahlung im Inneren des Auges in einen Fokus bündelt, der innerhalb des Bildfeldes liegt
 - der Fokus im Inneren des Auges und innerhalb des Bildfeldes verschoben wird,
 - eine Bildaufnahmeeinrichtung zur Aufnahme mindestens eines Teils des Bildfeldes verwendet wird,
 - eine Bildauswerteeinrichtung die Bilder der Bildaufnahmeeinrichtung auswertet und Signale für die Steuereinrichtung und/oder den Bediener erzeugt.
10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Bildauswerteeinrichtung die Bilder der Bildaufnahmeeinrichtung durch Bilderkennung oder Bildmessung auswertet.

11. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Bildauswerteeinrichtung eine Bewegung des Auges erkennen kann.
12. Vorrichtung nach Anspruch 9, wobei die Bildauswerteeinrichtung mindestens einen Parametervektor bestimmt und mit einem Grenzwertvektor vergleicht und vorzugsweise mindestens eine Prognose für einen Parametervektor bestimmt und mit einem Grenzwertvektor vergleicht.
13. Computerprogrammprodukt, welches Programminstruktionen enthält, welche wenn sie auf einem oder mehreren Computern ausgeführt werden, das Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12 realisieren.



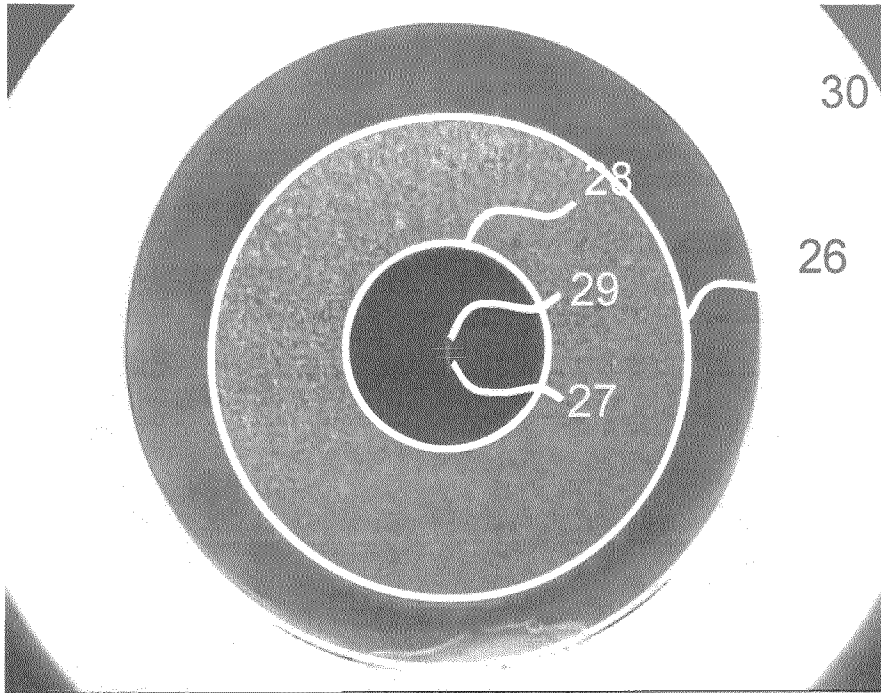


Fig. 4

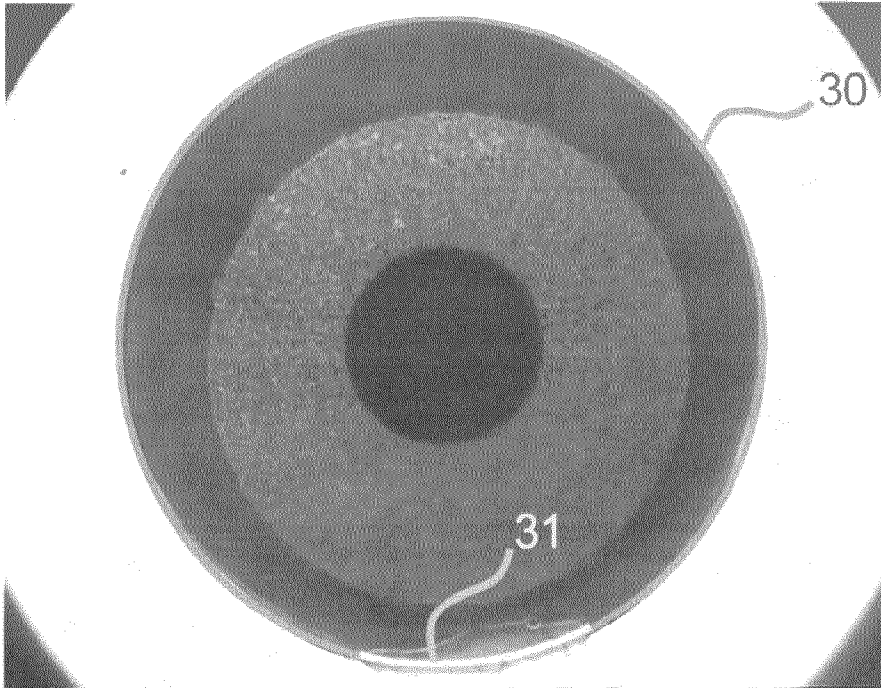


Fig. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2019/074242

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61F 9/008</i> (2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2016061552 A1 (OPTIMEDICA CORP [US]) 21 April 2016 (2016-04-21) claim 1 paragraphs [0006], [0031] - [0033], [0038], [0077]	1,3,5-8
X	US 2014128821 A1 (GOODING PHILLIP [US] ET AL) 08 May 2014 (2014-05-08) paragraphs [0026], [0042], [0043], [0047], [0048], [0057], [0132]	1,5-7
X	US 2012078240 A1 (SPOONER GREGORY JOHN ROY [US]) 29 March 2012 (2012-03-29) paragraphs [0007], [0029], [0171], [0173], [0179], [0201], [0249], [0250] figure 1	1-8
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 29 November 2019		Date of mailing of the international search report 09 December 2019
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Jansen, Birte 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.: **9-12**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The method for producing cuts in the interior of an eye, in which pulsed laser radiation is emitted into the interior of the eye in the femtosecond range with a wavelength that penetrates the cornea, as defined in claims 9-12, is regarded as being a method for the treatment of the human or animal body by surgery since it engages with the structure of the organism.

This method is therefore not patentable (PCT Rule 39.1(iv)).

2. Claims Nos.: **13**
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:

Independent claim 13 refers back to the surgical method excluded from patentability. After extracting the features that are excluded from patentability, claim 13 does not contain any technical features. A meaningful search is therefore not possible at the present time.

The applicant is advised that claims relating to inventions in respect of which no international search report has been established cannot normally be the subject of an international preliminary examination (PCT Rule 66.1(e)).

In its capacity as International Preliminary Examining Authority the EPO generally will not carry out a preliminary examination for subject matter that has not been searched.

This also applies in cases where the claims were amended after receipt of the international search report (PCT Article 19) or where the applicant submits new claims in the course of the procedure under PCT Chapter II.

However, after entry into the regional phase before the EPO an additional search may be carried out in the course of the examination (cf. EPO Guidelines, C-IV, 7.2) if the defects that led to the declaration under PCT Article 17(2) have been corrected.

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/EP2019/074242

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2016061552	A1	21 April 2016	AU	2015331603	A1	04 May 2017
				CA	2964800	A1	21 April 2016
				EP	3206646	A1	23 August 2017
				JP	2017534383	A	24 November 2017
				US	2016106582	A1	21 April 2016
				US	2019151145	A1	23 May 2019
				WO	2016061552	A1	21 April 2016
US	2014128821	A1	08 May 2014	US	2014128821	A1	08 May 2014
				US	2018280192	A1	04 October 2018
				US	2018280193	A1	04 October 2018
US	2012078240	A1	29 March 2012	US	2012078240	A1	29 March 2012
				US	2016074225	A1	17 March 2016
				US	2016074226	A1	17 March 2016
				US	2019321227	A1	24 October 2019

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	WO 2016/061552 A1 (OPTIMEDICA CORP [US]) 21. April 2016 (2016-04-21) Anspruch 1 Absätze [0006], [0031] - [0033], [0038], [0077] -----	1,3,5-8
X	US 2014/128821 A1 (GOODING PHILLIP [US] ET AL) 8. Mai 2014 (2014-05-08) Absätze [0026], [0042], [0043], [0047], [0048], [0057], [0132] -----	1,5-7
X	US 2012/078240 A1 (SPOONER GREGORY JOHN ROY [US]) 29. März 2012 (2012-03-29) Absätze [0007], [0029], [0171], [0173], [0179], [0201], [0249], [0250] Abbildung 1 -----	1-8



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



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

29. November 2019

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

09/12/2019

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

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. 9-12
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich
siehe BEIBLATT PCT/ISA/210

2. Ansprüche Nr. 13
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
siehe BEIBLATT PCT/ISA/210

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.: 9-12

Das Verfahren zum Erzeugen von Schnitten im Inneren eines Auges, wobei in das Innere des Auges gepulste Laserstrahlung im Femtosekundenbereich mit einer in die Hornhaut eindringenden Wellenlänge abgegeben wird, wie in den Ansprüchen 9-12 definiert, wird als eine Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers angesehen, da sie in die Struktur des Organismus eingreift. Besagtes Verfahren ist deshalb nach Regel 39.1(iv) PCT von der Patentierbarkeit ausgeschlossen.

Fortsetzung von Feld II.2

Ansprüche Nr.: 13

Der unabhängige Anspruch 13 ist auf das von der Patentierbarkeit ausgeschlossene chirurgische Verfahren rückbezogen. Nach Abzug der Merkmale, die von der Patentierbarkeit ausgeschlossen sind, fehlen Anspruch 13 jegliche technischen Merkmale. Eine sinnvolle Recherche ist daher zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht möglich.

Der Anmelder wird darauf hingewiesen, dass Patentansprüche auf Erfindungen, für die kein internationaler Recherchenbericht erstellt wurde, normalerweise nicht Gegenstand einer internationalen vorläufigen Prüfung sein können (Regel 66.1(e) PCT). In seiner Eigenschaft als mit der internationalen vorläufigen Prüfung beauftragte Behörde wird das EPA also in der Regel keine vorläufige Prüfung für Gegenstände durchführen, zu denen keine Recherche vorliegt. Dies gilt auch für den Fall, dass die Patentansprüche nach Erhalt des internationalen Recherchenberichtes geändert wurden (Art. 19 PCT), oder für den Fall, dass der Anmelder im Zuge des Verfahrens gemäss Kapitel II PCT neue Patentansprüche vorlegt. Nach Eintritt in die regionale Phase vor dem EPA kann jedoch im Zuge der Prüfung eine weitere Recherche durchgeführt werden (Vgl. EPA-Richtlinien C-IV, 7.2), sollten die Mängel behoben sein, die zu der Erklärung gemäss Art. 17 (2) PCT geführt haben.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2019/074242

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2016061552 A1	21-04-2016	AU 2015331603 A1	04-05-2017
		CA 2964800 A1	21-04-2016
		EP 3206646 A1	23-08-2017
		JP 2017534383 A	24-11-2017
		US 2016106582 A1	21-04-2016
		US 2019151145 A1	23-05-2019
		WO 2016061552 A1	21-04-2016

US 2014128821 A1	08-05-2014	US 2014128821 A1	08-05-2014
		US 2018280192 A1	04-10-2018
		US 2018280193 A1	04-10-2018

US 2012078240 A1	29-03-2012	US 2012078240 A1	29-03-2012
		US 2016074225 A1	17-03-2016
		US 2016074226 A1	17-03-2016
		US 2019321227 A1	24-10-2019
